

THESIS

MARBURG

1965

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg/Lahn
Direktor; Prof. Dr. H. Hensel

**Untersuchungen
über die rhythmische Funktionsordnung
von Puls und Atmung bei dosierter Tretarbeit**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
der hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

LANE MEDICAL LIBRARY
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR DRIVE
PALO ALTO, CALIF.

vorgelegt von
Franz-Josef Daumann
aus Warburg/Westf.

Marburg 1965

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg/Lahn
Direktor: Prof. Dr. H. Hensel

**Untersuchungen
über die rhythmische Funktionsordnung
von Puls und Atmung bei dosierter Tretarbeit**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
der hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Franz-Josef Daumann
aus Warburg/Westf.

Marburg 1965

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg am 15. 6. 1965
gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan: Prof. Dr. H. Hensel

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. G. Hildebrandt

Correferent: Prof. Dr. med. H. Hensel

Inhaltsverzeichnis

	Seite
I. Einleitung	3
II. Methodik	5
1) Versuchspersonen und Untersuchungs- anordnungen	5
2) Untersuchungsmethoden	8
a) Ergometrie	8
b) Atmungsregistrierung	9
c) Pulsregistrierung	10
d) Subjektives Befinden	10
3) Untersuchungsablauf	11
4) Auswertung und statistische Methodik	12
a) Frequenz und Frequenzverhältnisse	12
b) Phasenbeziehungen und Koppelungsgrad	14
III. Ergebnisse	15
1) Frequenzverhältnis und Puls-Atem- Quotient bei Arbeit	15
a) Das mittlere Verhältnis von Puls- und Atemfrequenz	15
b) Der Puls-Atem-Quotient bei dosierter Arbeitsbelastung	18
2) Phasenbeziehung und Koppelungsgrad von Puls und Atmung	25
3) Frequenzverhältnis, Phasenbeziehungen und Koppelungsgrad von Atmung und Tretrhythmus	33
IV. Diskussion	
1) Zur Nomenklatur	40
2) Zur Methodik	41
3) Zu den Ergebnissen	44
a) Die Normalisierung des Puls-Atem- Quotienten bei Arbeit	44
b) Die Phasenkoppelung von Puls- und Atemrhythmus	46
c) Die Phasenkoppelung von Tret- und Atemrhythmus	48
d) Frequenzabstimmung und Phasenkoppelung	49
e) Zum Mechanismus der rhythmischen Funktionsordnung bei Arbeit	50
V. Zusammenfassung	53
VI. Literaturverzeichnis	55



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I. Einleitung

Die systematische Erforschung der funktionellen Beziehungen zwischen den rhythmischen Vorgängen beim Menschen, wie sie erst in jüngster Zeit aufgenommen wurde, hat immer deutlicher herausgestellt, daß die spontan-rhythmischen Funktionen neben ihrer spezifischen Leistungsabstimmung auch in einem eigenen zeitlichen Ordnungszusammenhang stehen, der von HILDEBRANDT (1953 b, 1962) als rhythmische Funktionsordnung bezeichnet wurde. Diese ist in den verschiedenen Bereichen des Gesamtspektrums der Rhythmen (HILDEBRANDT 1957; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958; ASCHOFF 1959) unterschiedlich streng ausgebildet.

Puls- und Atemrhythmus gehören dem Mittelwellen-Bereich an. Dieser ist einerseits dadurch charakterisiert, daß hier die Rhythmen einer ausgeprägten Frequenzregulation unterliegen, wobei ihre Ruhewerte einfache ganzzahlige Frequenzverhältnisse bevorzugen. Andererseits unterhalten die Rhythmen dieses Bereichs mehr oder weniger strenge Phasenbeziehungen im Sinne einer relativen Koordination (v.HOLST 1939) (HILDEBRANDT 1960, 1961a, 1961b, 1962, 1963; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958; vgl. ASCHOFF 1959). Dementsprechend kommen für die Beurteilung der rhythmischen Funktionsordnung von Puls und Atmung grundsätzlich zwei verschiedene Verfahren in Betracht: 1) Die Untersuchung der Frequenzbeziehungen zwischen den beiden Rhythmen (Puls-Atem-Quotient) und 2) die Bestimmung des Koppelungsgrades aufgrund einer direkten Messung der Phasenbeziehung (Koinzidenzmessung) (HILDEBRANDT 1963).

Hinsichtlich der Frequenzrelation von Puls und Atmung liegen bereits umfangreiche Erfahrungen vor (Übersichten s.b. HILDEBRANDT 1960, 1962, 1964). So wurde die Norm des Puls-Atem-Quotienten durch statistische, tagesrhythmische und Längsschnittuntersuchungen bei Bäder- und Klimakuren im Liegen übereinstimmend mit 4,0 bestimmt. Es bestehen Beziehungen zwischen der Größe des Quotienten und der individuellen vegetativen Regulationsform. So deutet eine Erhöhung des Puls-Atem-Quotienten über 4 auf Labilität und ergotrope Einstellung, eine Verminderung auf regulative Starre und vermehrt trophotrope Einstellung der vegetativen Funktionen. Dementsprechend wurden z.T. enge Korrelationen mit anderen vegetativen Kenngrößen nachgewiesen. Untersuchungen von Puls- und Atemfrequenz-

regulation ergaben einen deutlichen Einfluß des Quotientwertes auf die Regelgüte, und zwar mit regulativen Optima bei 4,0, aber auch bei anderen ganzzahligen Quotientwerten in Ruhe, was auf die ökonomische Bedeutung der Koordination hinweist. Analog der spontanen Normalisierung während des Nachtschlafes, die auch bei starken Abweichungen am Tage mit großer Regelmäßigkeit eintritt, lassen sich auch im Laufe von Kurbehandlungen Erholungseffekte an einer konzentrischen Tendenz aller Ausgangslagen auf den Normalbereich nachweisen (therapeutische Normalisierung). Schließlich ist die Ausgangslage des Puls-Atem-Quotienten von Einfluß auf den Ablauf der Reaktionsperiodik und den klinischen Erfolg bei umstimmenden Kurbehandlungen.

Demgegenüber stehen die Untersuchungen über die Phasenkoppelung von Puls- und Atemrhythmus beim Menschen noch in den ersten Anfängen. Am narkotisierten Kaninchen ist das Auftreten der sog. pulssynchronen Atmung unter extrem unphysiologischen Bedingungen durch BUCHER (1944b) sowie BUCHER u. BÄTTIG (1956, 1960a, 1960b) näher analysiert worden. Die ersten Hinweise auf eine Bevorzugung bestimmter Koaktionslagen beim Menschen ergaben sich bei der Prüfung von Häufigkeitsverteilungen der Atemperiodendauer (HILDEBRANDT 1960). In späteren Untersuchungen wurden für einzelne Personen die Häufigkeitsgipfel von Inspirations- oder Expirationsbeginn in der Pulsperiode unter verschiedenen Bedingungen dargestellt (HILDEBRANDT 1961b, 1963), wobei sich meist eine relative Koordination, d.h. eine statistische Bevorzugung bestimmter Phasenbeziehungen gegenüber anderen beliebigen, fand.

Eingehendere Untersuchungen am Liegenden und Stehenden von STUTTE (1964) aus unserem Arbeitskreis sind noch nicht abgeschlossen.

Beide Methoden zur Untersuchung der rhythmischen Funktionsordnung von Puls und Atmung wurden aber bisher nur unter Ruhebedingungen oder im Stehen angewendet, so daß über das Verhalten bei Körperbewegungen bzw. dynamischer Arbeit noch nichts bekannt ist. Die bisherigen Ergebnisse haben allerdings eine Intensivierung der zeitlichen Ordnungsfunktionen bei Ruhe, während der Erholung sowie vor allem im Schlaf gezeigt, so daß HILDEBRANDT (1961a, 1963) auf ein gegensinniges Verhalten bei Leistungsanforderungen geschlossen hat.

Die vorliegenden Untersuchungen wurden nicht allein mit dem Ziel unternommen, die Erfahrungen über die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung auf das Verhalten bei dosierter körperlicher Arbeit auszudehnen. Vielmehr sollten zugleich auch die wechselseitigen Beziehungen zwischen den beiden Ordnungsmerkmalen - Frequenzrelation und Phasenkoppelung - näher geprüft werden. Bei der Anwendung rhythmischer Arbeit war es außerdem erforderlich zu berücksichtigen, daß der Atemrhythmus als motorischer Vorgang eine besondere Neigung zur Frequenz- bzw. Phasenbestimmung mit der Willkürmotorik besitzt (LOEWY 1891; VARALDI 1893; ANDERS 1928; PEIPER 1938; SAUNDERS 1947; u.a.). So umfaßt die Aufgabe unserer Untersuchungen zwangsläufig eine Reihe von weiteren Aspekten der rhythmischen Funktionsordnung, deren nähere Analyse bei systematisch abgestufter Belastung des Menschen größtenteils noch aussteht.

II. Methodik

1) Versuchspersonen und Untersuchungsanordnungen

An insgesamt 21 männlichen Versuchspersonen wurden in der Zeit von November 1962 bis Oktober 1963 Untersuchungen bei dosierter Arbeitsbelastung durchgeführt. Es handelte sich um gesunde Studenten im Alter zwischen 19 und 28 Jahren, die in der Mehrzahl regelmäßig Sport trieben. Sie stellten sich alle freiwillig und unentgeltlich zur Verfügung, so daß auch bei Höchstbelastungen ein hinreichender Leistungswille vorausgesetzt werden konnte. Weibliche Probanden wurden nicht untersucht, um Einflüsse des Menstruationszyklus auf die Ergebnisse auszuschließen (Lit.-Übersichten s.b. ARTNER 1954, 1960; HILDEBRANDT 1962).

Zur Prüfung des Frequenzverhältnisses bzw. des Puls-Atem-Quotienten wurden 16 Probanden herangezogen. Davon wurden 11 (Unters.-Nr.1 - 11; vgl. Tabelle 1) je an 4 verschiedenen Tagen auf einem Fahrradergometer mit 30, 60, 90 oder 120 Watt belastet. Die Reihenfolge der Belastungen war für die einzelnen Probanden z.T. unterschiedlich. Um Trainingseinflüsse auf die nachfolgenden Untersuchungen auszuschließen, wurde aber jeweils mit mittleren oder niedrigen Belastungen begonnen und die höchste ans Ende der Versuchsreihe gelegt (vgl. Tabelle 1);

Un- ters. Nr.	Name	Alter Jahre	Größe cm	Gewicht kg	Belastung		Bemerkungen
					Watt	min	
1	Thie.	22	169	52	a) 60 b) 90 c) 30 d) 120	30 30 30 15	Erschöpfung
2	Fu.	22	169	64	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 19	Erschöpfung
3	Hey.	21	176	74	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 30	
4	Eng.	25	184	80	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 30	Atemfrequenz nicht sicher verwertbar
5	Cun.	21	188	82	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 30	
6	Ste.	20	179	69	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 28	Erschöpfung
7	Eul.	19	185	79	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 30	
8	Hoo.	23	175	68	a) 60 b) 90 c) 30 d) 120	30 30 30 23	Erschöpfung
9	He.	28	182	74	a) 60 b) 30 c) 90 d) 120	30 30 30 30	Atemfrequenz nicht sicher verwertbar
10	Neu.	21	177	75	a) 60 b) 90 c) 30 d) 120	30 30 30 30	
11	Dau.	25	173	73	a) 30 b) 60 c) 90 d) 120	30 30 30 30	
12	Reg.	20	175	75	130	24	Erschöpfung
13	Schö.	20	178	60	120	18	Erschöpfung
14	Cu.	24	182	72	150	12	Erschöpfung
15	Leh.	20	170	75	150	10	Erschöpfung
16	Pschi.	21	186	86	150	10	Erschöpfung
17	Ner.	24	183	76	30/60/90/120	je 5 min + 100	
18	Bräu.	28	180	72	30/60/90/120	Atemzüge	
19	Hi.	22	181	85	30/60/90/120	" "	
20	Schm.	22	191	80	30/60/90/120	" "	
21	Schmi.	23	181	85	30/60/90/120	" "	

Tabelle 1: Versuchspersonen und Untersuchungsanordnungen



Abb. 1.: Versuchsanordnung. Versuchsperson mit Rumpfmanschette und Brustwandelektroden bei der Tretarbeit auf dem Fahrradergometer.

außerdem haben wir untersuchungsfreie Intervalle von mindestens 14 Tagen eingehalten (vgl. MÜLLER u. HETTINGER 1956; STOBOY u. FRIEDEBOLD 1963). Während alle 11 Versuchspersonen bei 30, 60 und 90 Watt die geforderte Arbeitszeit von 30 min durchhielten, mußten bei 120 Watt Belastung 4 der Probanden die Arbeit wegen Erschöpfung vorzeitig abbrechen (Unters.-Nr. 1d, 2d, 6d u. 8d). Um die Verhältnisse bei erschöpfender Arbeit eingehender zu prüfen, untersuchten wir weitere 5 Studenten (Unters.-Nr. 12-16) in Einzelversuchen bei individuell angepaßten Höchstbelastungen zwischen 120 und 150 Watt, wobei die Arbeit in allen Fällen nach weniger als 30 min zu Erschöpfung und Abbruch führte. Die insgesamt 9 Untersuchungen mit vorzeitigem Arbeitsabbruch wurden zu einer besonderen Gruppe "Extreme Belastungen" zusammengefaßt.

Zur Untersuchung der Phasenbeziehungen von Puls- und Atemrhythmus (Koppelungsgrad) wurden weitere 5 Versuchspersonen (Unters.-Nr. 17-21) mit 30, 60, 90 und 120 Watt belastet, und zwar jeweils in einem Versuch mit eingeschalteten Erholungspausen.

2) Untersuchungsmethoden

a) Ergometrie

Alle Belastungsversuche wurden auf demselben Wirbelstrom-Fahrradergometer (Typ 333; Herst.: Fa. Dargatz, Hamburg) durchgeführt (Abb. 1). Für sämtliche Belastungsstufen wurde die gleiche Umdrehungszahl von 40 U/min gefordert. Diese wurde von den Probanden selbst am Drehzahlmesser überwacht und außerdem vom Untersucher 1-minütlich kontrolliert *). Aus den vorübergehenden Abweichungen von der vorgeschriebenen Umdrehungszahl ließen sich Leistungsschwankungen von höchstens $\pm 10\%$ kalkulieren. In einem Teil der Versuche, speziell bei der Untersuchung der Phasenbeziehungen, haben wir außerdem den Tretrhythmus der Probanden registriert. Dazu verwendeten wir eine Morsetaste, die durch einen elastischen Flachstab verlängert war. Dieser wurde auf der letzten Strecke des Niedertretens vom linken Pedal des Ergometers mitgenommen. Dadurch wurde ein Stromkreis unterbrochen, der von einer 4 Volt-Flüssigkeitsbatterie gespeist war. Die Registrierung erfolgte über einen Vorschaltwiderstand von 1000 Ohm gemeinsam mit den anderen Meßgrößen

*) Herrn cand.med. Helmut Cuntze möchte ich für die technische Hilfe bei der Durchführung der Versuche danken.

durch einen Mehrkanal-Elektrokardiographen (s.ff.).

b) Atmungsregistrierung

In allen Versuchen der Unters.-Nr. 1-16, in denen vorwiegend das Frequenzverhalten interessierte, wurden die Atembewegungen durch eine Rumpfmanschette bei einem Manschettendruck von ca 10 mm Hg abgetastet. Um einen möglichst spontanen Atemablauf zu gewährleisten, wurde die Manschette abdominal in Höhe der Gürtellinie angelegt und der Proband über den Zweck der Anordnung im Unklaren gelassen. Die Registrierung erfolgte in den ersten 26 Einzelversuchen der Unters.-Nr. 1-11 auf einem mit Synchronmotor ausgerüsteten Oszillographen nach GESENIUS u. KELLER (Herst.: Bosch & Speidel, Jungingen /Hohenzollern) bei einer Papiergeschwindigkeit von 3,33 mm/sec (HILDEBRANDT u. HILDEBRANDT-EVERS 1953; A.u.G.HILDEBRANDT 1958). Zu allen weiteren Versuchen konnte ein direktschreibender Mehrkanal-Elektrokardiograph benutzt werden (Typ K 544; Herst.: F. Schwarzer, München), wodurch eine synchrone Registrierung mit Puls- und Tretrhythmus möglich war. Dabei wurden die Manschettendruckschwankungen über eine Druckkapsel auf einen photoelektrischen Elongationsgeber (Herst.: F.Schwarzer, München) übertragen und über einen mS-Kanal verstärkt. Papiergeschwindigkeit 12,5 oder 25 mm/sec.

Die Manschettenregistrierung der Atmung läßt in vielen Fällen, vor allem bei Arbeit wegen der Mitübertragung von Muskelbewegungen, keine sichere Bestimmung des Inspirationsbeginns oder anderer Phasenpunkte zu. Zur Untersuchung der Phasenbeziehungen in den Versuchen Nr. 17-21 (vgl. Tabelle 1) wurde daher ein thermoelektrisches Verfahren angewendet, welches den Beginn von Inspiration und Expiration durch den sprunghaften Lufttemperaturwechsel im Naseneingang scharf abbildet (vgl. VAN DER VALK 1950; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958). Wir benutzten ein von STORCH (1964 unveröffentlicht) entwickeltes MeBelement. Es besteht aus einem kleinen, der Nasenspitze angeformten Plexiglas-Halter, der mit einem Heftpflasterstreifen fixiert wird. Seine zwei dünnen gebogenen Fortsätze ragen ca 1 cm frei in die Nasenlöcher hinein und tragen je 4 Lötstellen von Kupfer- und Konstantandrähten mit 0,01 mm Durchmesser; die Zuleitungen werden in einem dünnen PVC-Schlauch über Stirn und Nasenrücken geführt, die 8 Vergleichslötstellen

sind in einem thermisch isolierten Behälter untergebracht. Zur Registrierung benutzten wir einen mS-Kanal des Elektrokardiographen. Dieses Verfahren liefert auch bei Mundatmung eine einwandfreie Atemkurve. Infolge des geringen Gewichtes des Nasenelementes sowie der Tatsache, daß die Probanden eine Temperaturmessung an der Nasenspitze nicht mit der Atmung in Verbindung bringen, ist auch bei dieser Anordnung ein ungestört spontaner Atemablauf gewährleistet. Es wurde zudem stets darauf geachtet, daß die Probanden keinen Einblick in den Registriervorgang haben konnten.

c) Pulsregistrierung

In den ersten 26 Einzeluntersuchungen wurde die Pulsfrequenz mit einem photoelektrischen Pulszähler nach E.A.MÜLLER (MÜLLER u. REEH 1950) (Herst.: Fa.Himmelmann, Dortmund) gemessen. Den Pulsabnehmer legten wir an die Ohrmuschel, die mit Finalgon^(R)-Salbe (Herst.: Dr.K.Thomae, GmbH, Biberach/Riss) hyperämisiert und mit einer lichtundurchlässigen Schutzkappe abgedeckt war. Die Pulszahl wurde 1-minütlich abgelesen und protokolliert. Zur Kontrolle registrierten wir den Ruhepuls im Liegen außerdem mittels einer Oberarmmanschette auf dem zweiten Schreibsystem des zur Atemschreibung benutzten Oszillographen (vgl. A.u.G.HILDEBRANDT 1958). Während der Arbeitsbelastungen war diese Kontrolle wegen der Übertragung von Muskelbewegungen nicht möglich.

In allen späteren Versuchen ersetzten wir die Pulsregistrierung durch eine fortlaufende Schreibung einer bipolaren Ableitung des Elektrokardiogramms, die auch für die Ausmessung von Phasenbeziehungen (Unters.-Nr. 17-21) geeignet war. Als zweckmäßig erwiesen sich dazu Silberblech-Elektroden von nur 30 x 20 mm Größe, die über Herzspitze und Sternum in Höhe des 5.ICR mit Heftpflaster fixiert wurden. Als Kontaktmittel benutzten wir Elektrodengeleé (Herst.: F.Hellige & Co, Freiburg i.Br.).

d) Subjektives Befinden

Zur Kontrolle des Ermüdungsgrades wurde den arbeitenden Probanden in 1-minütlichen Abständen eine Tafel vorgehalten, auf der eine Skala von 4 Ermüdungsstufen aufgetragen war: 1m=normal, 2m=leicht ermüdet, 3m = stark ermüdet, 4m = erschöpft. Durch ein-

faches Hindeut auf den entsprechenden Skalenabschnitt gab die Versuchsperson über ihr subjektives Befinden Auskunft, ohne daß dabei der Atemrhythmus durch Sprechen gestört werden mußte.

3) Untersuchungsablauf

Alle Versuche wurden bei einer - mittels Kontaktthermometer und elektrischem Raumlüfterhitzer - geregelten Raumtemperatur von 23°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$) durchgeführt. Die Versuchspersonen waren nur mit Sporthose und Schuhen bekleidet. Wir stellten zunächst die Sitzhöhe des Fahrradergometers für den einzelnen so ein, daß die Knie beim Treten durchgedrückt waren, und ließen die Probanden zur Eingewöhnung Tretbewegungen ohne Belastung ausführen. Nach dem Anlegen der Abnehmer für die Registrierung von Atmung und Puls bzw. Elektrokardiogramm, wobei Proband und Geräte sorgfältig geerdet wurden, lagerten wir die Versuchsperson zur Untersuchung der Ruhewerte auf einem Untersuchungsbett, deckten sie mit einer Wolldecke zu und forderten sie auf, ruhig und entspannt zu liegen. Nach mindestens 15 min Ruhezeit registrierten wir die Ruhewerte von Puls und Atmung über 2 min, bei den Versuchen der Unters.-Nr. 17-21 über mindestens 100 Atemzüge.

Im Anschluß daran ließen wir die Versuchsperson sich auf das Ergometer setzen und führten die Registrierung über 10 min bei ruhigem Sitzen fort, bei den Versuchen Nr. 17-21 wiederum über mindestens 100 Atemzüge.

Unmittelbar nach Abschluß der Messungen im Sitzen forderten wir den Probanden auf, das Fahrradergometer anzutreten, und zwar zunächst im Leerlauf, bis die Umdrehungszahl von 40 U/min erreicht war. Erst dann stellten wir am Generatorwiderstand, der dem Ergometer vorgeschaltet ist, die gewünschte Belastung (Watt) ein. In den Versuchen 1-16 ließen wir die Probanden für jede Einzeluntersuchung 30 min lang bzw. bis zur Erschöpfung arbeiten, wobei das subjektive Befinden in 1-minütlichen Abständen kontrolliert wurde. Nach Arbeitsende blieben die Probanden zur fortlaufenden Registrierung des Erholungsablaufs auf dem Ergometer sitzen, und zwar nach 30, 60 und 90 Watt für je 10 min, nach 120 und mehr Watt Belastung für mindestens 20 min.

In den Versuchen Nr. 16-21, bei denen wir die Probanden in einem Untersuchungsgang mit allen vier Belastungsstufen testeten, wurde jeweils mit 30 Watt in gleicher Weise begonnen. Die Registrierung setzte aber erst nach 5 min Arbeitszeit ein und wurde mit der Arbeit abgebrochen, sobald mindestens 100 auswertbare Atemzüge erfasst waren. Danach wurde eine Erholungspause eingeschaltet, wozu sich der Proband auf einen bequemen Sessel setzte. Nach Erreichen der Pulsfrequenz-Ausgangslage bestieg er erneut den Sattel und trat sogleich das Ergometer für die Arbeit mit der nächsthöheren Belastungsstufe an, wobei sich der weitere Ablauf jedes Mal gleich gestaltete. Bei diesen Untersuchungen der Phasenbeziehungen wurde stets eine Registriergeschwindigkeit von 25 mm/sec verwendet.

4) Auswertung und statistische Methodik

a) Frequenz und Frequenzverhältnisse

Puls-, Atem- und Tretfrequenz wurden - entsprechend den Ablesungsintervallen des Pulszählers - auch aus den registrierten Kurven für jede einzelne Minute ausgezählt. Dabei gaben wir die Atemfrequenz jeweils auf 0,1 A/min genau an, wozu allerdings Strecken mit sehr ungleichmäßigem oder gestörtem Atemrhythmus (Husten, Sprechen o.ä.) ausgeschieden werden mußten. Dabei wurde die Frequenz der brauchbaren Strecken auf volle Minuten umgerechnet. In Einzelfällen mußten Minutenwerte auch interpoliert werden. Die Bestimmung der Pulsfrequenz erfolgte ungeachtet solcher Atemrhythmusstörungen und abgerundet auf ganzzahlige Werte.

Die Quotienten aus Puls- und Atemfrequenz (Puls-Atem-Quotienten) wurden für jede einzelne Minute auf 2 Dezimalen bestimmt. Da im Einzelfalle die Puls-Atem-Quotienten unter gleichen Bedingungen relativ wenig schwanken, wurden intraindividuelle Mittelwerte der Einfachheit halber linear errechnet. Der Puls-Atem-Quotient hat aber eine logarithmische Progression (HILDEBRANDT 1960), so daß wir interindividuelle Mittelwerte wegen der größeren Streuungen stets erst nach logarithmischer Transformation bestimmt haben.



Abb. 2.: Registrierbeispiel zur Untersuchung der Phasenbeziehungen des Atemrhythmus zu Puls- und Tret-rhythmus. Projektion des Inspirationsbeginns auf eine absolute (msec) oder relative Skala (% der Pulsperiodendauer) zur Bestimmung des Zeitabstandes von der vorangehenden R-Zacke im EKG sowie auf die relative Skala (% der Periodendauer des Tret-rhythmus) zur Bestimmung des Zeitabstandes vom vorangehenden Pedalsignal (li. Pedal unten).

Die Berechnung der Streuung (σ) sowie des mittleren Fehlers des Mittelwertes (σ_M) erfolgte in üblicher Weise nach den Formeln:

$$\sigma = \pm \sqrt{\frac{\sum x^2}{n-1}} ; \quad \sigma_M = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

Der Variationskoeffizient ergab sich aus

$$VC = \frac{\sigma}{M} \cdot 100 \text{ (vgl. SALINGER 1926)}.$$

Zur Signifikanzprüfung von Differenzen verwandten wir den T-Test und benutzten die Signifikanzschranken der STUDENT-Verteilung (DOCUMENTA GEIGY, Wissenschaftliche Tabellen 1960).

b) Phasenbeziehungen und Koppelungsgrad

Zur statistischen Untersuchung der Phasenbeziehungen von Puls- und Atemrhythmus wurde zunächst - dem Vorgehen von BUCHER u. BÄTTIG (1956, 1960 a, b) entsprechend (vgl. auch v. HOLST 1939; HILDEBRANDT 1963) - für jeden Inspirationsbeginn der zeitliche Abstand vom Beginn der vorhergehenden R-Zacke im Elektrokardiogramm ausgemessen (Schätzgenauigkeit 0,1 mm = 4 msec; vgl. Abb. 2). Jeweils 100 solcher Meßwerte wurden sodann in einer Häufigkeitsverteilung (Klassengröße der Abszisse = 50 msec) zusammengestellt. Dabei ist ein statistisches Urteil über die Bevorzugung einer bestimmten Phasenbeziehung (Koaktionslage, v. HOLST 1939) nur in demjenigen Bereich erlaubt, in dem die Abstandswerte noch unterhalb der kleinsten vorgekommenen Pulsperiodendauer liegen; darüber hinaus sind die Häufigkeiten den Schwankungen der Pulsperiodendauer entsprechend vermindert (Beispiele in Abb. 9 und 10).

Als Maß für die Strenge der Phasenbeziehung benutzten wir wie BUCHER u. BÄTTIG (1960 a, b) die χ^2 -Werte, die wir nach folgenden Formeln berechneten (DOCUMENTA GEIGY, Wissenschaftliche Tabellen 1960):

$$\chi^2 = \sum \left(\frac{x^2}{m} \right) ; \quad x = (x+m) - m$$

x = Abweichung der Häufigkeit $(x+m)$ jeder einzelnen Abstandswertklasse vom hypothetischen Erwartungswert (m) .

Um dabei den hypothetischen Erwartungswert für alle Phasen der Pulsperiode gleich groß zu machen und außerdem stets über

eine gleiche Anzahl von Klassen zu verfügen, wurden alle absoluten Abstandswerte des Inspirationsbeginns von der vorhergehenden R-Zacke in Prozent der betreffenden Pulsperiodendauer umgerechnet (vgl. Abb.2). Diese Prozentwerte wurden in einer Häufigkeitsverteilung mit 20 Klassen von je 5% der Pulsperiodendauer zusammengestellt (Beispiele in Abb.12). Der aus dieser Verteilung errechnete Koppelungsgrad χ^2 wurde nach den Signifikanzschranken der χ -Verteilung (DOCUMENTA GEIGY, Wissenschaftliche Tabellen 1960) folgendermaßen beurteilt (vgl. BUCHER u. BÄTTIG 1960 a):

- p > 0,05 = keine sichere Koppelung,
- p < 0,05 = schwache Koppelung,
- p < 0,01 = mittelstarke Koppelung,
- p < 0,001 = starke Koppelung der Phasenpunkte.

Um den Fehler, der bei der Benutzung der relativen Abstandswerte durch die individuell unterschiedlich große Variabilität der Pulsperiodendauer entsteht, kontrollieren zu können, haben wir in jedem Falle auch die Pulsperiodenstreuung (Herzzeitstreuung, FLEISCH u. BECKMANN 1932; BRAUCH u. PRESSLER 1951; JORDAN 1959) der betreffenden 100 Pulsperioden und deren Variationskoeffizient (HILDEBRANDT 1959) mitbestimmt.

Zur Untersuchung der Phasenbeziehungen von Atemrhythmus und Tretrhythmus benutzten wir den zeitlichen Abstand des Inspirationsbeginns vom Einfall des vorangehenden Pedalsignals (li. Pedal unten) und verfahren sonst in gleicher Weise. Weitere Einzelheiten des methodischen Vorgehens werden im Zusammenhang mit den Ergebnissen schrittweise entwickelt (vgl. S. 25 ff.).

III. E r g e b n i s s e

1) Frequenzverhältnis und Puls-Atem-Quotient bei Arbeit

a) Das mittlere Verhältnis von Puls- und Atemfrequenz

In Abb.3 ist zunächst der mittlere Verlauf von Puls- und Atemfrequenz für die verschiedenen Belastungsstufen der Versuche Nr. 1-16 zusammengestellt. Im unteren Abbildungsteil sind dazu die aus den 5-min-Mittelwerten gebildeten Frequenzverhältnisse aufgetragen. Obwohl Puls- und Atemfrequenz bei Arbeit in typischer Abstufung bis fast auf das Dreifache der Ruhewerte

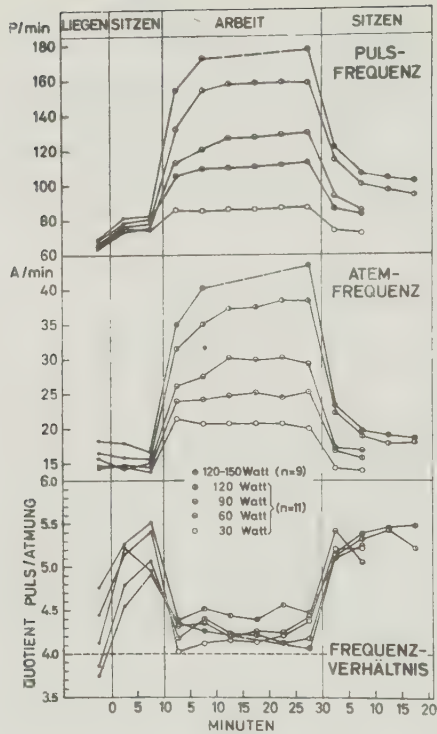


Abb. 3.: Mittlerer Verlauf der 5-min-Mittelwerte von Puls- und Atemfrequenz sowie der daraus errechneten Frequenzverhältnisse im Liegen, sowie vor, während und nach dosierter Tretarbeit. Für die extremen Belastungen mit Arbeitsabbruch (120-150 Watt) sind nur die beiden ersten 5-min-Mittel sowie die Mittelwerte der jeweils letzten 5 Arbeitsminuten vor dem Abbruch angegeben.

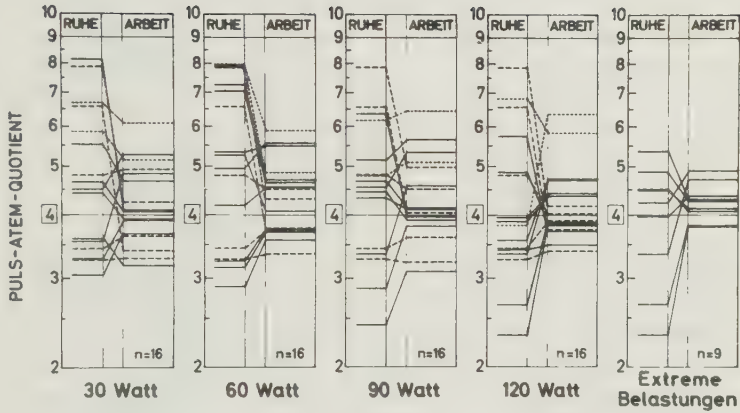


Abb. 4.: Die individuellen Mittelwerte des Puls-Atem-Quotienten in Ruhelage und während dosierter Tretarbeit (Mittelwert aller Arbeitsminuten). Logarithmische Ordinatenteilung.

- Untersuchungs-Nr. 1-3, 5-8 und 10-16.
- Untersuchungs-Nr. 4 und 9 (mit nicht sicher verwertbarer Atemfrequenz).
- Untersuchungs-Nr. 17-21.

ansteigen (Übersichten b.HOLLMANN 1959; MELLEROWICZ 1962), bleibt das Frequenzverhältnis bei allen Belastungsstufen mit einer - vor allem auch gegenüber dem Liegen - auffällig kleinen Variationsbreite im Bereich von etwa 4,0 bis 4,5 : 1.

Im Vergleich zu den Verhältnissen im Sitzen vor und nach der Arbeit, wo der Quotient aus den Mittelwerten von Puls- und Atemfrequenz recht einheitlich zunimmt, bedeutet das Absinken der Verhältniswerte während der Arbeit eine bemerkenswerte Annäherung an das sonst für den ruhig liegenden Menschen normale Frequenzverhältnis von 4 : 1 (HILDEBRANDT 1953 b; 1960). Um zu entscheiden, ob es sich auch während Arbeit um eine für den Einzelfall gültige "Normalisierung" (vgl. HILDEBRANDT 1960) handelt, ist eine nähere Untersuchung der individuellen Frequenzbeziehung (Puls-Atem-Quotient) erforderlich.

b) Der Puls-Atem-Quotient bei dosierter Arbeitsbelastung

Abb.4 zeigt bei den verschiedenen Belastungsstufen für jede einzelne unserer Versuchspersonen eine Gegenüberstellung des mittleren Puls-Atem-Quotienten in Ruhe und während der Arbeit. Dabei tritt, unabhängig von der wechselnden Variationsbreite der Puls-Atem-Quotient in Ruhe, während Arbeit mit zunehmender Belastungsgröße ein stärker werdendes Konvergieren der Werte auf die Norm 4,0 hervor. Sowohl höhere wie niedrigere Ausgangslagen nähern sich dem Normalbereich an.

Während bei den extremen Belastungen keine stärkeren Abweichungen vom Normalbereich mehr bestehen, sondern sich bei 120 Watt zwei einzelne Probanden (punktiert gezeichnet) in besonders auffälliger Weise vom Verhalten des übrigen Kollektivs ab. Es handelt sich dabei um die Unters. Nr. 4 und 9, die auch schon bei 90 Watt merkliche Abweichungen bieten. In diesen beiden Fällen war keine sichere Bestimmung der Atemfrequenz möglich, da die Probanden bei stärkerer Anstrengung durch ständigen Wechsel der Atemtechnik keinen gleichmäßig spontanen Atemrhythmus mehr boten (vgl. Abb.15, unten). Infolgedessen sollen beide für die weiteren Untersuchungen zunächst außer Betracht bleiben.

In Abb.5 ist für die übrigen 9 Probanden der Unters.-Nr.1-11 bei allen Belastungsstufen sowie für die Gruppe der 9 extremen Belastungen das Verhalten der Puls-Atem-Quotienten anhand der

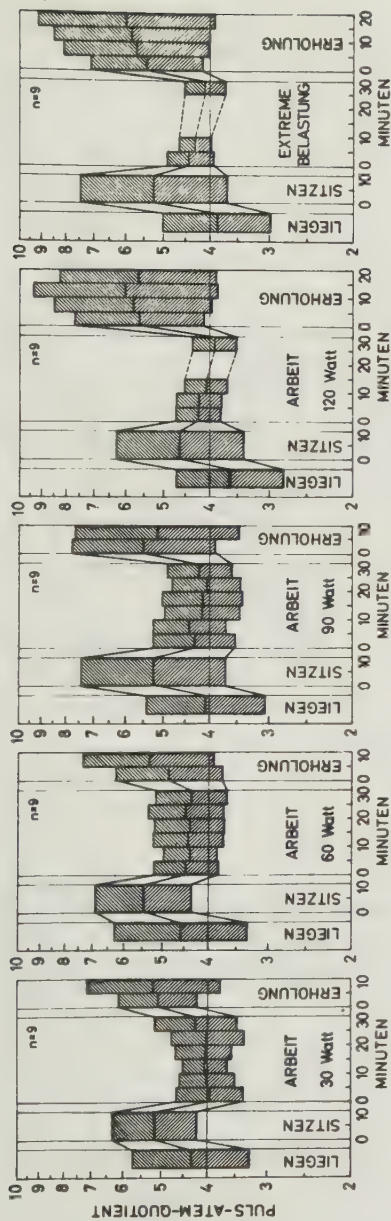


Abb. 5.1

Mittlerer Verlauf der Puls-Atem-Quotienten und ihres interindividuellen Streuungsbereiches (schraffierte Felder) von 9 Versuchspersonen für alle Versuchsabschnitte bei den verschiedenen Belastungsstufen. Während Arbeit und Erholung sind jeweils 5-min-Abschnitte zusammengefaßt, für Liegen und Sitzen sind die 2-min - bzw. 10-min-Mittelwerte zugrundegelegt. In den Versuchsgruppen mit vorzeitiger Erschöpfung (120 Watt und "extreme Belastung") sind die Verhältnisse bis zum ersten Arbeitsabbruch in 5-min-Mittelwerten dargestellt und außerdem die letzten 5 Arbeitsminuten aller Probanden gesondert zusammengefaßt. Logarithmische Ordinateinteilung.

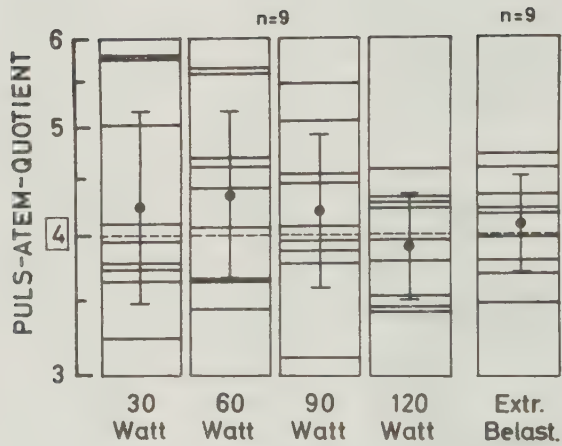


Abb. 6.: Die Puls-Atem-Quotienten der letzten 5 Arbeitsminuten von jeweils 9 Versuchspersonen, die daraus bestimmten Gruppenmittelwerte sowie deren Streuungsbereiche bei den verschiedenen Belastungsstufen. Logarithmische Ordinatenteilung.

Gruppenmittelwerte und ihrer interindividuellen Streuungsbereiche für alle Abschnitte des Versuchsablaufs näher untersucht. Während der Arbeit und der nachfolgenden Erholung sind die Werte jeweils in 5-min-Abschnitten zusammengefaßt. In den Gruppen mit vorzeitigen Erschöpfungen sind die Verhältnisse nur bis zum ersten Arbeitsabbruch dargestellt, dafür aber die Mittelwerte der letzten 5 Arbeitsminuten aller Probanden nochmals gesondert eingetragen.

Während die Mittelwerte im Liegen sich alle im näheren Bereich von 4,0 halten, steigen sie beim Sitzen (Haltearbeit) in allen Gruppen deutlich an. Bei Zusammenfassung aller Einzeluntersuchungen ist diese Zunahme von 4,24 auf 5,21 hoch signifikant ($p < 0,001$). Ein ähnlich erhöhtes Niveau stellt sich auch während der Erholungszeit im Sitzen nach allen Belastungsstufen sofort wieder ein. Während der Tretarbeit setzt die beschriebene Einstellung des Puls-Atem-Quotienten auf Werte nahe 4,0 bereits mit Arbeitsbeginn ein. Sie wird aber, wie schon die Mittelwertverläufe bei 90 Watt und darüber zeigen, z.T. noch im weiteren Verlauf der Arbeitszeit verbessert.

Bezieht man das Streuungsverhalten in die Betrachtung ein, so wird besonders deutlich, daß die Konzentration der Quotientenwerte auf die Norm 4,0 auch mit zunehmender Belastung strenger wird. Abb.6 zeigt diesen Einfluß auch im einzelnen für die je 9 Versuchspersonen während der letzten 5 Arbeitsminuten jeder Belastungsstufe, wo sich eine sehr gleichmäßig fortschreitende Streuungsabnahme mit gleichzeitiger Annäherung der Mittelwerte an 4,0 findet. Vor allem auch im Vergleich mit den entsprechenden Streuungsbereichen im Liegen und Sitzen vor und nach Arbeit tritt die zunehmende Konvergenz der Puls-Atem-Quotienten noch gesteigert hervor (vgl. Abb.5). Diese Konzentration auf den Normalbereich stellt den entschiedenen Unterschied zu den Verhältnissen im Liegen dar, da sich die Mittelwerte im Liegen (vgl. HILDEBRANDT 1960) und bei Arbeit weder systematisch noch signifikant unterscheiden.

Weitere Merkmale der Arbeitsumstellung des Puls-Atem-Quotienten werden erkennbar, wenn man die Verteilungscharakteristik der für jede Einzelminute bei allen Probanden bestimmten Quotientenwerte untersucht. Abb.7 zeigt die prozentualen Häufigkeitsverteilungen im Liegen und Sitzen sowie für die verschiedenen Be-

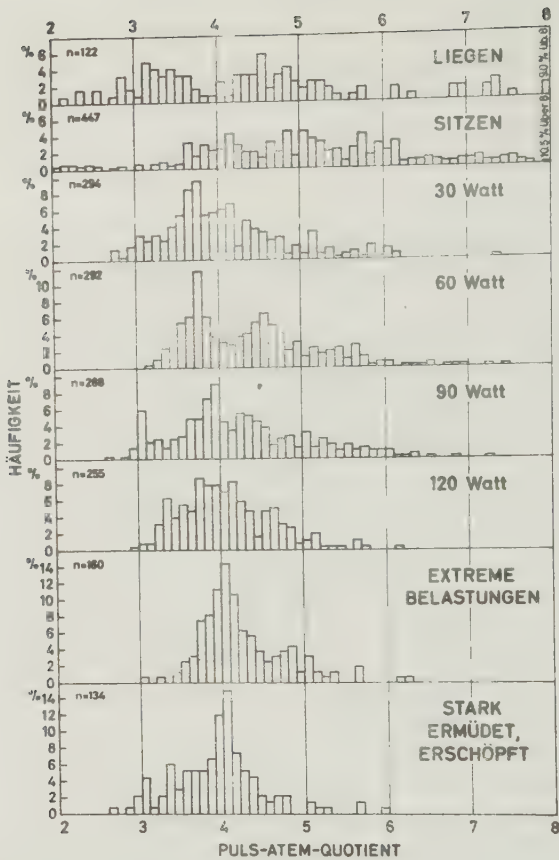


Abb. 7.: Häufigkeitsverteilung der für jede Einzelminute bei allen Versuchspersonen bestimmten Puls-Atem-Quotienten im Liegen, Sitzen und während der verschiedenen Belastungen. Unten: Häufigkeitsverteilung der Puls-Atem-Quotienten im Zustande starker Ermüdung (3m) und Erschöpfung (4m).

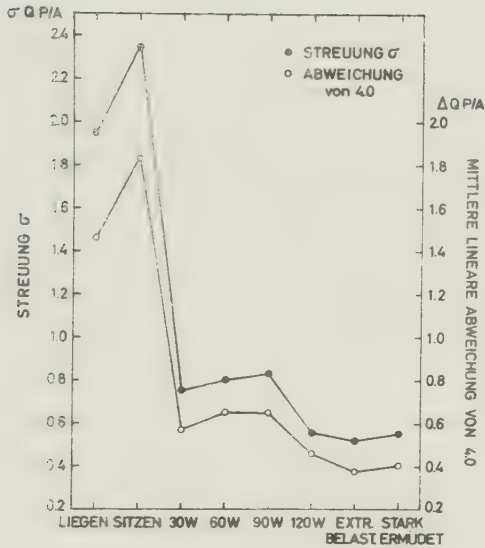


Abb. 8.: Das Verhalten der bei linearer Progression des Puls-Atem-Quotienten ermittelten Streuungswerte (σ) sowie der mittleren linearen Abweichungen vom normalen Puls-Atem-Quotienten 4,0 in den Häufigkeitsverteilungen der Abb. 7.

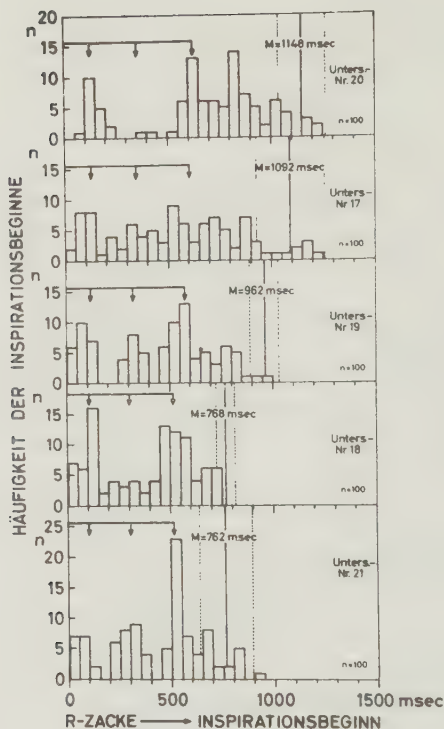


Abb. 9.: Häufigkeitsverteilung von je 100 absoluten Abstandswerten des Inspirationsbeginns von der vorangehenden R-Zacke des EKG bei 5 Versuchspersonen im Liegen. Klassengröße 50 msec. Die ausgezogenen Vertikalen entsprechen der mittleren Pulsperiodendauer (M), die gestrichelten Vertikalen geben den 90%-Bereich ($\pm 1,64 \sigma$) der Pulsperiodenstreuung an. Die eingetragenen Pfeile bezeichnen analoge Phasenpunkte des Pulsrhythmus, deren Abstände von der R-Zacke entsprechend der Formel von HEGGLIN u. HOLZMANN (1937) für die Q-T-Dauer frequenzabhängig variiert sind. Nähere Einzelheiten s. im Text.

lastungsstufen. Dabei wurden auch die Puls-Atem-Quotienten der Versuche Nr. 17-21 mitberücksichtigt. Zunächst wird auch hier bei steigender Belastung die fortschreitende Streuungsabnahme und Konzentration der Werte auf die Norm 4,0 deutlich. Abb.8 gibt einen quantitativen Überblick anhand der Streuungen um die arithmetischen Mittelwerte der Verteilungen wie auch für die mittleren linearen Abweichungen von 4,0. Dabei laufen beide Kurven gut parallel. Darüberhinaus zeigt sich aber in Abb.7 eine bemerkenswerte Veränderung der Verteilungsform. Während nämlich im Liegen und Sitzen mehr inhomogene mehrgipfelige Verteilungen bestehen, tritt bei Arbeitsbelastung insgesamt eine deutliche Tendenz zu einer Anordnung der Einzelwerte zu mehr homogenen (Normal-) Verteilungen hervor. Dabei scheint aber noch ein weiterer Faktor hineinzuspielen, nämlich eine gewisse Bevorzugung verschiedener ganzzahliger Quotientenwerte (z.B. bei 90 Watt) oder die Einhaltung entsprechend großer Gipfelabstände (bei 60 Watt), bis schließlich bei den höchsten Belastungen praktisch nur noch der ganzzahlige Quotientwert von 4 bevorzugt wird. Dies ist vor allem auch dann der Fall, wenn man nur diejenigen Arbeitsminuten berücksichtigt, in denen die Probanden starke Ermüdung (3m) oder Erschöpfung (4m) angaben (Abb.7, unten). Die Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten bei Arbeit setzt sich also noch bis an die Grenze des Leistungsvermögens fort.

2) Phasenbeziehung und Koppelungsgrad von Puls und Atmung

In Abb.9 sind zunächst die Häufigkeitsverteilungen aus je 100 absoluten Abstandswerten zwischen Inspirationsbeginn und vorhergehender R-Zacke aus den Versuchen Nr. 17-21 im Liegen dargestellt (Klassengröße 50 msec). Um den Bereich auszuschließen, in welchem die Häufigkeiten wegen der Schwankungen der Pulsperiodendauer nicht mehr hinreichend sicher vergleichbar sind, ist in jedem Falle die mittlere Pulsperiodendauer als (ausgezogene) senkrechte Linie mit den 90%-Grenzen der Pulsperiodenstreuung ($\pm 1,64 \sigma$; gestrichelte Linien) eingetragen.

Es ist in allen fünf Fällen mehr oder weniger deutlich, daß die Inspirationsbeginne sich nicht zufällig, d.h. gleichmäßig über die ganze Pulsperiode verteilen. Es wird aber nicht nur ein einzelner Bereich besonders bevorzugt, sondern es sind offensichtlich mehrere Abschnitte der Herzaktion, in welche die

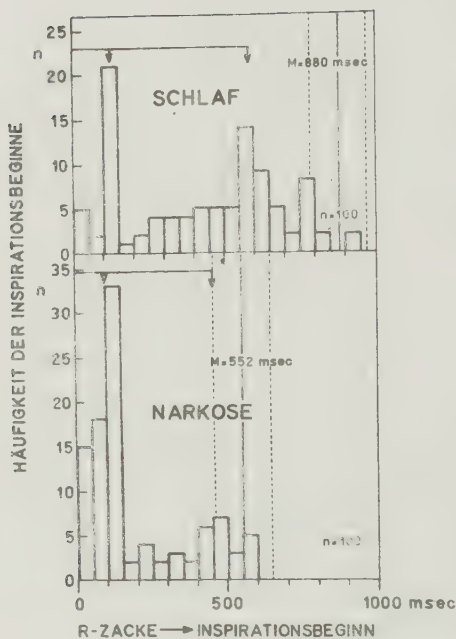


Abb. 10.: Häufigkeitsverteilung von je 100 absoluten Abstandswerten des Inspirationsbeginns von der vorangehenden R-Zacke im EKG bei einer Versuchsperson während Schlaf und N_2O -Narkose. Einzelheiten der Darstellungsweise entsprechend Abb. 9.

Inspirationsbeginne vermehrt einfallen. Vergleicht man die Verteilungen untereinander, so lassen sich zumindest 3 solcher Häufigkeitsgipfel abgrenzen, die also bevorzugten Koaktionslagen von Herz- und Atemrhythmus entsprechen.

Die Abstände dieser Gipfel sind deutlich von der Pulsperiodendauer abhängig. Dies läßt darauf schließen, daß die Koppelungsmechanismen an bestimmte Phasen der Herzaktion gebunden sind. Die zeitliche Verschiebung dieser Phasen bei wechselnder Herzfrequenz würde dabei etwa proportional dem bekannten Einfluß der Herzfrequenz auf die Q-T-Dauer (FRIEDERICIA 1920; HEGGLIN u. HOLZMANN 1937; vgl. auch MELLEROWICZ 1962) erfolgen müssen. Tatsächlich stimmt die Lage der eingezeichneten Pfeile, deren Abstände von der R-Zacke in Abb.9 proportional der Q-T-Dauer gemäß der Formel von HEGGLIN u. HOLZMANN (1937) frequenzbezogen variiert wurden, auffällig gut mit den Häufigkeitsgipfeln überein. Das gilt auch im intraindividuellen Vergleich der Abb.10.

Nach den Ergebnissen in Abb.9 und 10 scheinen von den genannten 3 Häufigkeitsgipfeln der 1. u. 3. im allgemeinen stärker ausgeprägt zu sein als der 2. Gipfel, der sogar ganz fehlen kann. Bei den Untersuchungen im Liegen (Abb.9) liegt das Schwergewicht der Koaktionen auf dem 1. oder dem 3. Gipfel.

Bei einer noch nicht genannten Untersuchung an einem Patienten *) konnten wir aber Anhalte dafür gewinnen, daß im Schlag und besonders in der Narkose (mit N_2O) der 1. Koinzidenzgipfel im Bereich von etwa 0- 150 msec nach R-Zacken-Beginn immer mehr dominant wird (Abb.10).

Eine Betrachtung der Verhältnisse in Abb.9 macht nochmals deutlich, daß ein vergleichbarer Maßstab für den Grad der Häufung bestimmter Koaktionslagen bei absoluter Auftragung der Abstandswerte nicht in befriedigender Weise gewonnen werden kann, und zwar sowohl wegen der Frequenzabhängigkeit der Klassenanzahl und der dadurch wechselnden hypothetischen Erwartungshäufigkeit

*) Herrn Prof.Dr.J.Berendes, Direktor der Univ.-Hals-Nasen- u. Ohrenklinik Marburg/Lahn, bin ich für die gebotene Möglichkeit, die Untersuchungen gemeinsam mit Herrn Dr. Schröteler in seiner Klinik durchzuführen, zu besonderem Dank verpflichtet.

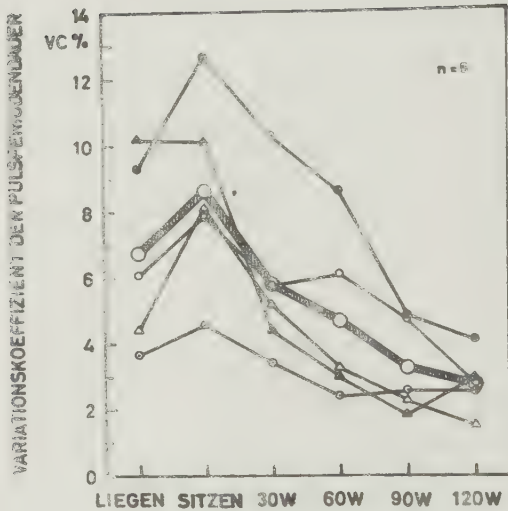


Abb. 11.: Das Verhalten des Variationskoeffizienten der Pulsperiodendauer von 5 Versuchspersonen im Liegen, Sitzen und bei dosierter Tretarbeit. Die Berechnung erfolgte aus je 100 Pulsperioden mit Inspirationseinfall. Die schraffierte Linie gibt das mittlere Verhalten an.

- Untersuchungs-Nr. 17
- Untersuchungs-Nr. 18
- △ Untersuchungs-Nr. 19
- ◻ Untersuchungs-Nr. 20
- ▲ Untersuchungs-Nr. 21

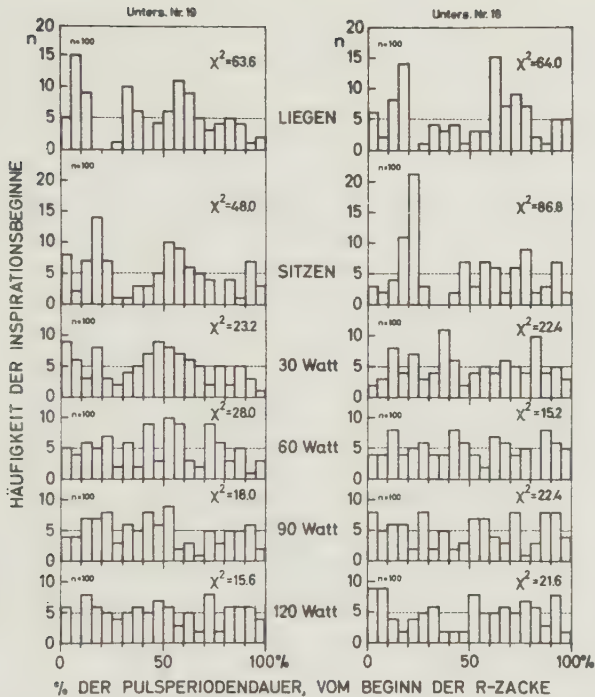


Abb. 12.:

Häufigkeitsverteilung von je 100 relativen Abstandswerten des Inspirationsbeginns von der vorangehenden R-Zacke des EKG von 2 Versuchspersonen im Liegen und im Sitzen sowie bei stufenweise dosierter Tretarbeit. Klassengröße 5% der Pulsperiodendauer. Die gestrichelten Horizontalen geben die jeweilige Erwartungshäufigkeit an. Zur quantitativen Beurteilung des Kopplungsgrades sind die χ^2 -Werte angegeben.

in jeder Einzelklasse als auch wegen der individuell sehr verschiedenen Variabilität der Pulsperiodendauer.

Durch Verwendung der relativen Abstandswerte (in % der Pulsperiodendauer) und stets gleicher Zahl von 20 Klassen mit je 5% der Pulsperiodendauer werden diese Schwierigkeiten zwar umgangen, die Variationen der Pulsperiodendauer führen jedoch zu einem Fehler, dessen Größe dem Variabilitätskoeffizienten der Pulsperiodendauer proportional ist. Dieser Fehler muß sich in einer weniger scharfen Abgrenzung der Häufigkeitsgipfel äußern. Bevor wir im Folgenden das quantitative Verhalten der Phasenkoppelung unter den verschiedenen Bedingungen darstellen, seien deshalb in Abb.11 die Variationskoeffizienten der Pulsperiodendauer zusammengestellt, die aus den je 100 Pulsperioden mit Inspirationseinfall bestimmt wurden. Abgesehen vom Sitzen, wo die Werte im Durchschnitt gegenüber dem Liegen ansteigen, nimmt die Pulsperiodenstreuung mit zunehmender Arbeitsbelastung sehr einheitlich ab und liegt bei den höchsten Belastungen unter dem von HILDEBRANDT (1959) gefundenen Normalbereich von 4 - 5%. Dies bedeutet, daß die Sicherheit der Koppelungsgradberechnung an den Häufigkeitsverteilungen mit relativen Abstandswerten im Liegen und Sitzen am geringsten ist, mit steigender Belastung aber trotz der absolut kürzeren Pulsperioden immer größer wird.

Abb.12 zeigt am Beispiel von zwei Probanden die Häufigkeitsverteilungen der relativen Abstandswerte für die verschiedenen Untersuchungsabschnitte, wie sie der Berechnung der Koinzidenzgrades nach der χ^2 -Methode zugrundegelegt wurden. Bei je 100 Einzelwerten beträgt die hypothetische Erwartungshäufigkeit (m) in jeder der 20 Klassen $n=5$ (vgl. die gestrichelten Horizontalen). Die errechneten χ^2 -Werte sind jeweils mit eingetragen. In beiden Fällen sind im Liegen und Sitzen deutliche Koinzidenzgipfel an typischer Stelle vorhanden (vgl.dazu Abb.9). Die χ^2 -Werte sind dabei hoch signifikant (Grenzwerte von χ^2 für p von 0,001 = 43,8; vgl.Abb.13). Bei der Arbeit auf dem Fahrradergometer kommt es schon bei 30 Watt zu einer weitgehenden Nivellierung der Verteilungen mit entsprechend steilem Absinken der χ^2 -Werte unter die Signifikanzschränke von $p = 0,05$ ($\chi^2 = 30,1$). Auch wenn man die frequenzbedingten Lageänderungen der Koinzidenzgipfel berücksichtigt, bestehen vor

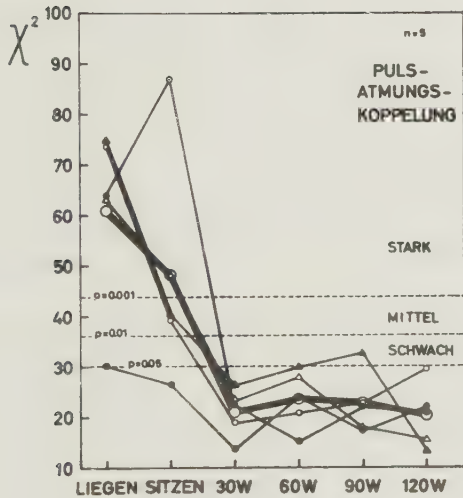


Abb. 13.: Das Verhalten des Koppelungsgrades von Puls- und Atmungsrythmus, gemessen an den χ^2 -Werten der Häufigkeitsverteilung von 100 relativen Abstandsweiten des Inspirationsbeginns von der vorangehenden R-Zacke im EKG, bei 5 Versuchspersonen im Liegen und Sitzen sowie bei dosierter Tretarbeit. Die gestrichelten Horizontalen geben die Signifikanzschranken für die χ^2 -Werte an.

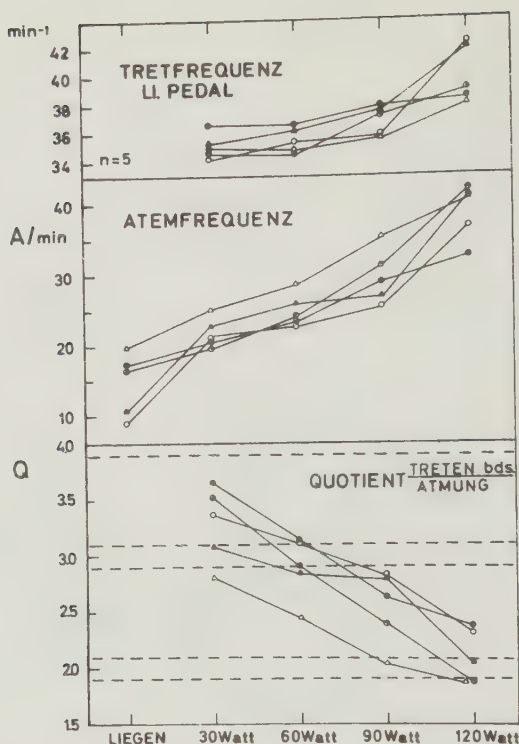


Abb. 14.: Tretfrequenz (oben), Atemfrequenz (Mitte) und deren Frequenzverhältnis von 5 Versuchspersonen bei abgestuft dosierter Tretarbeit. Die Tretfrequenz wurde aus je 100 Tretperioden des li. Pedals mit Inspirationseinfall ermittelt. Zur Bestimmung des Frequenzverhältnisses wurde auch das Niedertreten des re. Pedals berücksichtigt. Kennzeichnung der Versuchspersonen s. Legende Abb. 11.

allen bei den höchsten Belastungsstufen keine hinreichenden Anhalte mehr für eine Bevorzugung bestimmter Koaktionslagen.

In Abb.13 sind die Koppelungsgrade (χ^2) aller 5 Versuche zusammengestellt. Dabei zeigt sich ein recht einheitliches Verhalten. Während Tratarbeit liegt nur ein einziger Wert im Bereich schwacher Signifikanz (bei 90 Watt), während sich im Liegen nur signifikante Koppelungsgrade finden. Beim Übergang zum Sitzen zeigen 4 Fälle eine Abnahme der Puls-Atem-Koppelung, die jedoch mit einer Ausnahme noch im mittleren bis starken Bereich bleibt. Eine Abhängigkeit der Arbeitswerte von der Belastungsstufe tritt bei unseren wenigen Versuchspersonen rechnerisch nicht zutage, obwohl die Betrachtung der Verteilungen in Abb.12 eine solche vermuten läßt. Ergänzend kann noch angefügt werden, daß die χ^2 -Werte der Einzeluntersuchung im Schlaf und während Narkose (Abb.10) in guter Einordnung in die hier gefundenen Verhältnisse 45,2 bzw. 122,0 betrugen.

3) Frequenzverhältnis, Phasenbeziehungen und Koppelungsgrad von Atmung und Tretrhythmus

Eine systematische Untersuchung dieser Verhältnisse ist gleichfalls nur für die Versuche der Unters.-Nr. 17-21 möglich, da der Inspirationsbeginn in den vorhergehenden Untersuchungen mit Manschettenregistrierung häufig nicht genau genug festzulegen war und die Tretfrequenz nicht bei allen Belastungsstufen objektiv registriert werden konnte. Abb.14 gibt zunächst einen Überblick über die Frequenzverhältnisse von Tretrhythmus und Atemrhythmus. Die Tretfrequenz des linken Beines (oberer Abbildungsteil) stieg trotz gleichbleibender Umdrehungszahl des Ergometers bei allen 5 Probanden mit steigender Belastung an, besonders beim Übergang auf 90 und 120 Watt. Dies zeigt, daß die Pedalexkursionen bei den höheren Belastungen kleiner werden, was auch an einer Verschmälerung der Pedalsignale festzustellen war. Die Steigerung der Atemfrequenz bei den 5 Probanden stimmt im Durchschnitt gut mit den Verhältnissen der Abb.3 überein.

Absolut betrachtet ist die Tretfrequenz wegen der festgelegten Umdrehungszahl nur in engeren Grenzen variabel, während die Atemfrequenz Änderungen um das 2- bis 4-fache in relativ

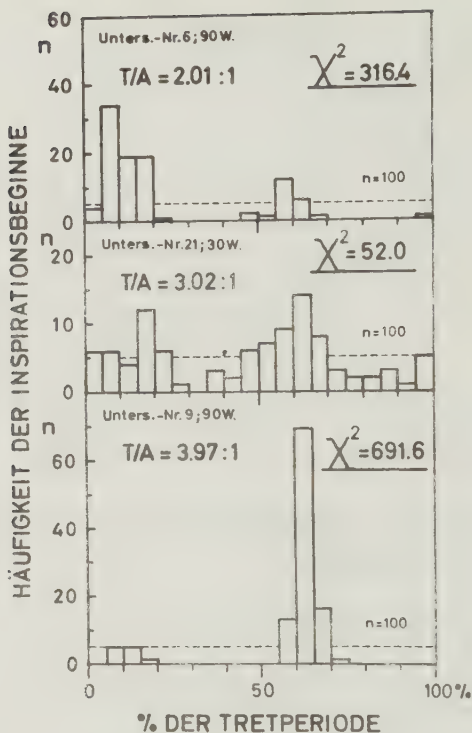


Abb. 15.: Häufigkeitsverteilungen von je 100 relativen Abstandswerten des Inspirationsbeginns vom vorangehenden Pedalsignal bei 3 verschiedenen Versuchspersonen während dosierter Tretarbeit. Klassengröße 5% der Tretperiodendauer. Es wurden 3 Beispiele mit verschiedenem, etwa ganzzahligem Frequenzverhältnis von Tret- und Atmungsrythmus (T/A) ausgewählt. Die gestrichelten Horizontalen geben die Erwartungshäufigkeit der Klassen an. Zur quantitativen Beurteilung des Kopplungsgrades sind die χ^2 -Werte angegeben.

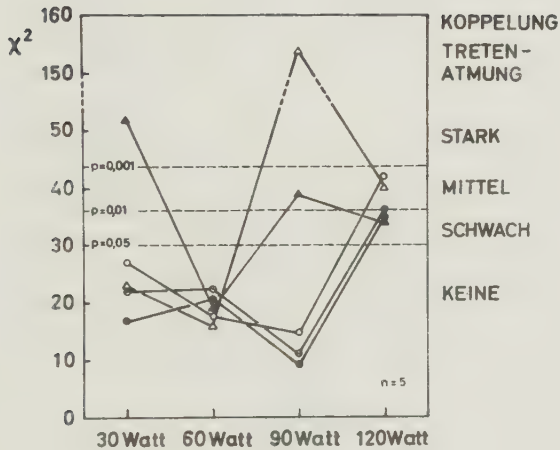


Abb. 16.: Das Verhalten des Koppelungsgrades von Tret- und Atmungsrythmus, beurteilt an den χ^2 -Werten entsprechend Abb. 15, von 5 Versuchspersonen bei Tretarbeit verschiedener Belastung. Die gestrichelten Horizontalen geben die Signifikanzschranken für die χ^2 -Werte an. Kennzeichnung der Versuchspersonen s. Legende Abb. 11.

strenger Abhängigkeit von der Belastungsgröße erfährt. Unter diesen Verhältnissen kann eine straffere Koaktion der beiden Rhythmen eigentlich nur auftreten, wenn das Frequenzverhältnis in den Bereich ganzzahliger Werte rückt. Abb.15 zeigt drei Beispiele für Häufigkeitsverteilungen der relativen Abstandswerte des Inspirationsbeginns vom vorhergehenden Pedalsignal. Die eingetragenen χ^2 -Werte ergeben in allen 3 Fällen hohe und höchste Koinzidenzgrade. Das mittlere Frequenzverhältnis, bei welchem für die Tretfrequenz beide Beinaktionen berücksichtigt sind, betrug für die ausgewerteten Untersuchungsabschnitte ziemlich genau 2:1, 3:1 und 4:1. Die Beispiele lassen jeweils zwei Koinzidenz Gipfel erkennen, die etwa im Abstand von 50% der Gesamtperiodendauer (1i.Pedal - 1i.Pedal) liegen und korrespondierenden Phasen des rechten und linken Niedertretens entsprechen. Dabei kann entweder eine von beiden Seiten für die Koppelung mit dem Inspirationsbeginn bevorzugt werden, was im Extrem zu einem gradzahligen Frequenzverhältnis führt, oder aber die Koaktionen werden abwechselnd auf beide Seiten mehr oder weniger gleichmäßig verteilt, was naturgemäß einem ungradzahligen Frequenzverhältnis entspricht.

Bei den Versuchen Nr. 17-21 bewegen sich die Frequenzverhältniszahlen (Abb.14, unten) in annähernd linearer Abhängigkeit von der Belastungsstufe im Bereich der Quotientwerte 4,0, 3,0 und 2,0, ohne dabei insgesamt eine wesentliche Tendenz zum Festhalten ganzzahliger Beziehungen erkennen zu lassen. Erst im Zusammenhang mit dem Verhalten der errechneten Koppelungsgrade (Abb.16) ergeben sich Hinweise auf einige bemerkenswerte Einzelheiten.

In Abb.16 sind für die 5 Versuchspersonen die χ^2 -Werte bei den verschiedenen Belastungsstufen zusammengestellt. Wie sich beim Vergleich mit den eingezeichneten Signifikanzschränken ergibt, liegt der Koppelungsgrad in der Mehrzahl der Fälle bei 30, 60 und 90 Watt dicht beieinander unterhalb der Sicherungsgrenze und steigt nur bei 120 Watt in allen Fällen auf signifikante Werte. Dabei fallen 3 einzelne Meßwerte deutlich aus dem Gesamtverhalten heraus, einer bei 30 und zwei bei 90 Watt. Vergleicht man dazu die entsprechenden Frequenzverhältnisse in Abb.14 (unten), so ergibt sich, daß bei den beiden höchsten Abweichungen die Quotienten aus Tretfrequenz und Atemfrequenz

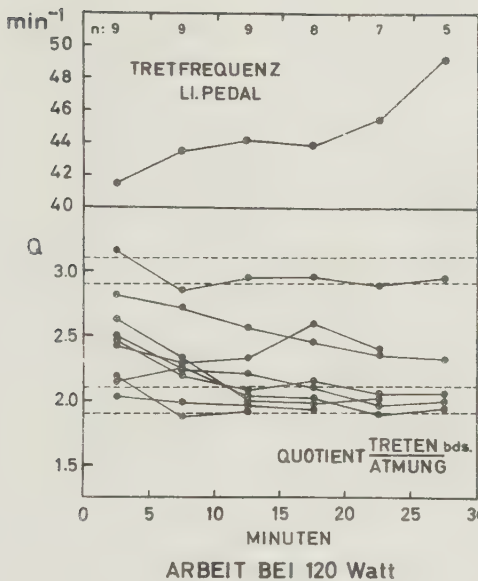


Abb. 17.: Oben: Mittlerer Verlauf der Tretfrequenz des li. Beines (5-min-Mittelwerte) von anfangs 9 Versuchspersonen während der Tretarbeit mit 120 Watt. Ergometer-Drehzahl konstant 40 U/min. n gibt die Anzahl der Probanden an, die im betreffenden Abschnitt den Versuch noch nicht abgebrochen haben.
Unten: Verlauf der individuellen Frequenzverhältnisse von Tret- und Atmungsrythmus (5-min-Mittelwerte), wobei zur Bestimmung auch das Niedertreten des re. Pedals berücksichtigt wurde.

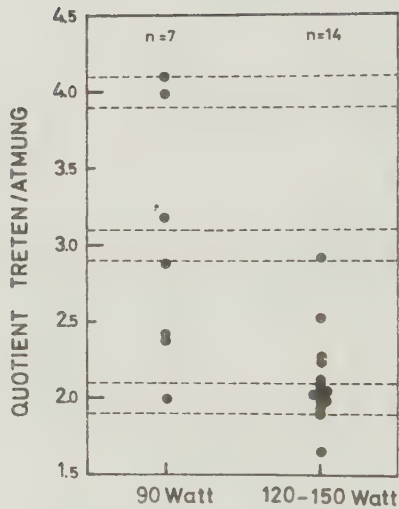


Abb. 18.: Die individuellen Frequenzverhältnisse von Tret- und Atmungsrhythmus (im Mittel der letzten 10 Arbeitsminuten) in allen auswertbaren Versuchen mit Belastungen von 90 und 120-150 Watt.

gerade im Bereich ganzzahliger Werte liegen. Für den dritten abweichenden Wert der Abb.16 findet sich schließlich (bei 90 Watt) eine auffällige Störung der sonst linear fortschreitenden Beziehung zwischen Frequenzverhältnis und Belastungsstufe. Diese Befunde deuten darauf hin, daß die Tendenz zur Einhaltung einer bestimmten Koaktionslage gegenüber den anderen frequenzbestimmenden Faktoren dominieren kann.

Bei der Beurteilung der Versuche Nr.17-21 ist zu berücksichtigen, daß die Messungen von Frequenzverhältnis und Koppelungsgrad jeweils 5 min nach Arbeitsanfang begonnen und nur über wenige Minuten durchgeführt wurden, d.h. in einem Zeitraum, in welchem die Probanden bei Belastungen unter 120 Watt noch wenig ermüdet waren. Bezieht man die Beobachtungen mit ein, die in einem Teil der vorhergehenden Versuche über eine Arbeitszeit von 30 min oder bis zur Erschöpfung gemacht wurden, so zeigt sich, daß die Einstellung ganzzahliger Frequenzverhältnisse von Tret- und Atemrhythmus bzw. die sich darin anzeigende Phasenkoppelung eine umso größere Rolle spielt, je weiter die Ermüdung fortschreitet. Abb.17 (unten) zeigt diese an den 5-min-Mittelwerten des Quotienten aus Tret- und Atemfrequenz bei den 120 Watt-Belastungen von 9 Probanden, von denen 4 vorzeitig abbrechen mußten. Der im oberen Abbildungsteil dargestellte mittlere Verlauf der Tretfrequenz des linken Beines macht darüberhinaus deutlich, daß mit zunehmender Ermüdung die Tretfrequenz noch beträchtlich stärker ansteigen kann, als dies aus Abb.14 (oben) hervorgeht.

In Abb.18 sind die mittleren Frequenzverhältnisse von Tret- und Atemrhythmus für die jeweils letzten 10 min der auswertbaren Versuche mit Belastungen von 90 sowie 120 - 150 Watt einander gegenübergestellt. Bei 90 Watt sind die Punkte über einen recht weiten Bereich verteilt, liegen teilweise aber auch schon in der Nähe ganzzahliger Quotienten. Bei 120 - 150 Watt drängen sich die Werte jedoch ganz überwiegend um den Quotientwert 2,0, was der Koppelung von Atmungsrythmus und Tretaktion eines Beines entspricht. Eine so allgemeine Tendenz zur Einstellung eines ganzzahligen Frequenzverhältnisses tritt also erst bei sehr hochgradiger Ermüdung hervor.

In Einzelfällen kann eine solche allerdings auch schon ohne wesentliche Ermüdung auftreten, und zwar im Zusammenhang mit

einer mehr oder weniger bewußten Atemtechnik. So fanden wir z.B. den höchsten Koppelungsgrad (Abb.15, unten) bei dem besttrainierten unserer Probanden schon bei 90 Watt Belastung etwa zwischen 10. und 15. Minute. Die Atemfrequenz war hier so niedrig, daß ein Frequenzverhältnis Treten/Atmung von 4:1 resultierte.

Insgesamt zeigen die verschiedenen Befunde, daß die Tendenz zur Phasenkoppelung von Tret- und Atemrhythmus mit steigender Belastung bzw. Ermüdung stark zunimmt. Hohe Koppelungsgrade können aber auch bei geringeren Belastungen vorkommen, wenn die vorgegebene Tretfrequenz und die belastungsgemäß erhöhte Atemfrequenz dabei ein für die Phasenkoppelung günstiges Frequenzverhältnis erreichen oder durch Atemtechnik darauf eingestellt werden. Bei stärksten Belastungen kann auch die Tretfrequenz durch entsprechende Verkleinerung der Pedalexkursionen in weiterem Bereich gesteigert und dadurch einem günstigen Frequenzverhältnis zur Atmung angenähert werden.

IV. Diskussion

1) Zur Nomenklatur

Die Beziehungen zwischen Puls- und Atemfrequenz sind in den vorstehenden Untersuchungen einmal als Frequenzverhältnis (vgl.Abb.3), zum anderen aber als Puls-Atem-Quotient (HILDEBRANDT 1953b) bezeichnet worden. Mit dieser Unterscheidung soll berücksichtigt werden, daß sich bei der rechnerischen Behandlung von Kollektiven Unterschiede ergeben, je nachdem, ob zur Bestimmung einer mittleren Frequenzbeziehung alle Frequenzwerte jedes Rhythmus zunächst für sich gemittelt und erst danach in Relation gebracht werden, oder ob zunächst in jedem Einzelfalle die Frequenzrelationen bestimmt und erst danach gemittelt werden. Um Mißverständnisse zu vermeiden, halten wir es für am besten, die Bezeichnung "Puls-Atem-Quotient" nur für die individuelle Frequenzbeziehung anzuwenden, weil sie als physiologische Kenngröße für das Verhalten des Individuums eine nachgewiesene Bedeutung besitzt (Lit.-Übersicht s.bei HILDEBRANDT 1962). HILDEBRANDT (1953b) hatte den Puls-Atem-Quotient (statt z.B. der Atemprozentzahl, GÜNTHER 1942) gewählt, weil dieser anschaulich angibt, wieviel Pulsschläge

(im Durchschnitt) auf einen Atemzug entfallen. Die Relation zwischen Gruppenmitteln bezeichnen wir dagegen als "Frequenzverhältnis".

Zur Bezeichnung und quantitativen Beurteilung von Phasenkoppelungen werden in der Literatur zahlreiche Begriffe z.T. synonym gebraucht, z.B. Strenge der Koppelung (v.HOLST 1939), Koordinationsgrad (GOLENHOFEN u. HOLDEBRANDT 1958), Synchronisationsgrad (BUCHER u. BÄTTIG 1960a), Koinzidenzgrad (HILDEBRANDT 1963). Wir fassen "Koordination" als einen übergeordneten Begriff auf, der Ordnungsbezüge bezeichnen kann, unabhängig davon, ob es sich z.B. um Phasen- oder Frequenzbeziehungen handelt. Zur Kennzeichnung und quantitativen Abstufung von Phasenbeziehungen verwenden wir dagegen die Begriffe "Koppelung" und "Koppelungsgrad". Von "Synchronisationsgrad" sollte folgerichtig nur dann gesprochen werden, wenn außer der Phasenbeziehung zugleich ein Frequenzverhältnis von annähernd 1 : 1 besteht (vgl. BUCHER 1944; BUCHER u. BÄTTIG 1956, 1960 a u. b). Die Bezeichnung "Koinzidenzgrad" kann u.E. unabhängig vom Frequenzverhältnis, aber nur in Bezug auf eine bestimmte Koaktionslage angewandt werden.

2) Zur Methodik

Da rhythmische Funktionen dazu neigen, sich rhythmischen Einflüssen durch Einstellung bestimmter Phasenbeziehungen anzupassen, sollten Untersuchungen über die rhythmische Funktionsordnung beim Menschen möglichst frei von rhythmischen Fremdeinflüssen gehalten werden. Dies gilt insbesondere für Untersuchungen des Atemrhythmus, weil seine besondere Neigung zur Koordination bzw. Synchronisation z.B. mit der Willkürmotorik seit langem bekannt ist (LOEWY 1891; VARALDI 1893; PEIPER 1938; SAUNDERS 1947; u.a.). Die von uns angewandte rhythmische Tretarbeit auf dem Fahrradergometer mit vorgegebener Umdrehungszahl, aber mit einer gewissen Variationsmöglichkeit der Tretfrequenz, zwingt uns also einerseits, bei der Beurteilung des Atemrhythmus stets auch seine Beziehungen zum Tretrhythmus zu berücksichtigen. Die Einbeziehung des Tretrhythmus rückt aber andererseits auch Wechselwirkungen in der Koppelung vegetativer und willkürmotorischer Rhythmik ins Blickfeld. Streng genommen kann sich ein volles Bild der wechselseitigen Beziehungen aber

erst dann ergeben, wenn auch der Tretrhythmus systematisch variiert wird, was späteren Untersuchungen vorbehalten bleiben muß.

Bei der Wahl der Belastungsstufen haben wir die teilweise beträchtlichen Unterschiede im Körpergewicht der Probanden nicht berücksichtigt, obwohl hohe Korrelationen von ergometrischer Leistungsfähigkeit, maximaler Sauerstoffaufnahme und Leistungs-Herzschlagzahl zum Körpergewicht nachgewiesen sind (Lit.-Übersicht s. MELLEROWICZ 1962). Unsere Belastungsstufen sind also interindividuell nicht vergleichbar. Sie führten daher auch nicht zu gleichen Ermüdungsgraden, was in den subjektiven Angaben deutlich zum Ausdruck kam. Im entscheidenden Bereich der erschöpfenden Belastungen ist aber eine Vergleichbarkeit dadurch gewährleistet, daß wir eine Gruppe von Versuchspersonen mit individuell angepaßten Extrembelastungen untersucht haben, bei denen in allen Fällen innerhalb von 10-28 min Erschöpfung eintrat. Vor allem die letzten 5 min vor Arbeitsabbruch dürften den Anspruch einer auch relativ gleichen Belastung erfüllen. Darüberhinaus bot die subjektive Skalierung des Ermüdungsgrades eine gewisse Möglichkeit, interindividuell vergleichbare Zustände zu erfassen (vgl. Abb. 7).

Um den Auswertungsaufwand in Grenzen zu halten, wurden die Registrierungen in den Versuchen zur Bestimmung des Koppelungsgrades (Unters.-Nr. 17-21) auf 100 Atemzüge von der 5. Arbeitsminute jeder Belastungsstufe ab beschränkt. Dies wirft die Frage auf, ob der so bestimmte Koppelungsgrad bis zum Ende der Arbeit, speziell auch bis zur beginnenden Erschöpfung repräsentative Vergleichsmöglichkeiten zum Verhalten der Puls-Atem-Quotienten bietet. Nach den Ergebnissen von HOLLMANN (1959) kann bei ergometrischen Belastungen bis zu 120 Watt damit gerechnet werden, daß die Einstellung eines "steady state" (HILL 1927) in jedem Fall nach 5 min abgeschlossen ist. Der Registrierbeginn dürfte demnach in unseren Versuchen richtig gewählt sein. Unterhalb der Dauerleistungsgrenze, also mindestens bei den beiden unteren Belastungsstufen (vgl. HOLLMANN 1959) kann daher ohne weiteres eine hinreichende Konstanz der Verhältnisse über die weitere Arbeitszeit erwartet werden. Dem entspricht auch unser Befund, daß die Normalisierung der Puls-Atem-Quotienten, gemessen an der Streuung, bei den unteren Belastungsstufen von diesem Zeitpunkt an keine weiteren Fortschritte mehr macht (vgl. Abb. 5).

Bei den höheren Belastungen kann das gleichartige Verhalten der Puls-Atem-Quotienten bei den Versuchen mit kurzer und langer Arbeitszeit (vgl. Abb. 4) zugunsten der Vergleichbarkeit sprechen. Zwei der Versuchspersonen waren auch nach der kürzeren Versuchsdauer bei 120 Watt bereits der Erschöpfung nahe. Streng genommen bleibt aber doch die Einschränkung bestehen, daß auf das quantitative Verhalten der Puls-Atmungs-Koppelung bei hochgradiger Ermüdung aus unseren Befunden nur extrapoliert werden kann. Diese Einschränkung scheint auch deswegen wichtig, weil außer der noch fortschreitenden Streuungsabnahme der Puls-Atem-Quotienten die Koppelung von Tret- und Atemrhythmus gerade in diesem Bereich besonders intensiviert wird.

Da die Koppelungsgrade (χ^2 -Werte) bei sehr verschiedenen Frequenzlagen von Puls- und Atemrhythmus bestimmt und miteinander verglichen wurden, die zugrundeliegenden Registrierungen aber stets mit gleicher Papiergeschwindigkeit durchgeführt wurden, ist eine besondere Überprüfung notwendig, inwieweit Änderungen des Koppelungsgrades durch frequenzabhängige Faktoren vorgetäuscht werden können. Bei der Untersuchung der Koppelung von Tret- und Atemrhythmus ist diese Frage wegen der nur geringen Schwankungen der ohnehin viel längeren Tretperioden ohne praktische Bedeutung.

Bei Konstanz von Strichdicke und Absolutgröße des Mess- bzw. Schätzfehlers (vgl. S. 14) wird der resultierende methodische Fehler mit zunehmender Pulsfrequenz und entsprechender Verkürzung der Pulsperiodendauer relativ größer. Da bei unserem Vorgehen mit gleichbleibender Klassenzahl auch die Klassengröße dadurch kleiner wird, wächst der methodische Fehler auch im Verhältnis zur Pulsperiodendauer entsprechend an und könnte eine zunehmende Unschärfe der Koinzidenz Gipfel verursachen. Diesem Effekt wirkt jedoch die von uns nachgewiesene Tatsache entgegen, daß die Variabilität der Pulsperiodendauer mit zunehmender Belastung und Pulsfrequenz stark abnimmt (vgl. Abb. 11). Dadurch wird der Fehler, der durch die Anwendung der relativen Abstandswerte zur Konstanthaltung von Klassenzahl und Erwartungshäufigkeit in Kauf genommen wurde, bei Abnahme der Pulsperiodendauer entsprechend vermindert. Größenordnungsmäßig dürften sich beide Effekte weitgehend kompensieren können.

Da es in erster Linie darum geht, die errechnete starke Abnahme des Koppelungsgrades bei der Arbeit abzusichern, scheint uns vor allem der praktisch geführte Nachweis wichtig, daß die Methode auch bei hoher Pulsfrequenz extrem hohe Koppelungsgrade anzeigen kann (vgl. Abb. 10 u. S. 27).

3) Zu den Ergebnissen

a) Die Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten bei Arbeit

Der mit steigender Belastung praktisch lineare Anstieg von Puls- und Atemfrequenz, wie er sich auch im Durchschnitt unserer Versuche dargestellt hat, ist seit langem bekannt (vgl. HOLLMANN 1959; MELLEROWICZ 1962 u.a.). Trotzdem hat die doch auffällige Tatsache, daß das Frequenzverhältnis beider Rhythmen dabei nur in einem sehr engen Bereich schwankt, bisher kaum Beachtung gefunden. Lediglich ANDERS (1928) hat bei Untersuchungen von Schritt-, Puls- und Atemfrequenz in Ruhe, beim Gehen und beim Laufen auch die Frequenzverhältnisse geprüft und dabei eine auffällige individuelle Konstanz festgestellt.

Unsere Befunde über das Verhalten des Puls-Atem-Quotienten als das individuelle Verhältnis von Puls- und Atemfrequenz haben ergeben, daß die im Gruppenmittel beobachtete Konstanz der Frequenzverhältnisse nicht auf einem Festhalten individuell verschiedener Frequenzrelationen beruht sondern Ausdruck eines Verhaltens ist, das formal einer sog. Normalisierung entspricht, d.h. einem konvergierenden Zusammenstreben verschiedenster Ausgangslagen auf die Norm des Puls-Atem-Quotienten von 4,0 (HILDEBRANDT 1953b; 1960).

Normalisierungen mit einer solch starken Konzentration der Werte um 4,0 sind bisher nur im Rahmen der Tagesrhythmik während des Nachtschlafes beobachtet worden (HILDEBRANDT 1954; 1960). Dagegen weisen die bei Bäder- und Klimakurbehandlungen gefundenen Normalisierungen zwar eine typische Konvergenz, aber eine wesentlich geringere Streuungsabnahme auf (BALZAR u. Mitarb. 1957; HILDEBRANDT 1960; HENTSCHEL 1960; u.a.). Zielstrebigkeit und Genauigkeit der Frequenzabstimmung nehmen mit steigender Belastung und Ermüdung zu

und führen erst bei erschöpfender Arbeit zu einer so engen Konzentration der Puls-Atem-Quotienten um 4,0 mit Streuungswerten um 0,5, wie sie nur im Tiefschlaf auftritt. Es kann kein Zweifel daran bestehen, daß diese Normalisierung Ausdruck einer besonders strengen Ordnung und ökonomischen Einstellung der Funktionen unter diesen Bedingungen ist (HILDEBRANDT 1960; 1963).

Bei der Normalisierung im Schlafe folgt die Pulsfrequenz ungestört ihrem tagesrhythmischen Gang; die Einstellung des Puls-Atem-Quotienten auf 4 erfolgt daher im wesentlichen durch z.T. sprunghafte Änderungen der Atemfrequenz (HILDEBRANDT 1953a; 1960). Auch bei Arbeitsbelastung ist eine wesentlich strengere Leistungsbindung der Pulsfrequenz zu beobachten (vgl. HOLLMANN 1959 u. MELLEROWICZ 1962), sodaß auch hier die Normalisierung überwiegend aufgrund einer größeren Beweglichkeit der Atemfrequenz ermöglicht wird.

Besonders beachtlich muß es erscheinen, daß die Genauigkeit der Frequenzabstimmung bei deren Abhängigkeit von der Atemfrequenz gerade bei den höchsten Belastungsstufen bzw. bei hochgradiger Ermüdung am größten ist, wo doch gleichzeitig die stärkste Tendenz zu einer ganzzahligen Frequenzabstimmung mit der rhythmischen Tretarbeit zu beobachten ist. Vielleicht ist beides gleichzeitig nur möglich, weil die zulässige Variationsbreite der Tretfrequenz unter unseren Versuchsbedingungen gerade in einen günstigen Bereich fiel.

Die Tatsache, daß die Puls-Atem-Quotienten im Sitzen (Haltearbeit) noch keinerlei Tendenz zur Normalisierung zeigen, sondern vielmehr mit z.T. beträchtlicher Streuungszunahme signifikant gegenüber den Liegewerten größer werden (vgl. Abb. 5), entspricht zwar der bekannten Tatsache, daß die Pulsfrequenz beim Aufrichten stärker ansteigt, während die Atemfrequenz nur wenig verändert bzw. sogar vermindert wird (MARK u. NEUMANN 1931 a und b; ASMUSSEN u. Mitarb. 1939 a,b,c; DRISCHEL 1956; 1958; HILDEBRANDT 1960); die sich daran knüpfende Frage, ob Normalisierung nur an dynamische Arbeit gebunden ist, statische Arbeit dagegen stets zum

Anstieg des Puls-Atem-Quotienten führt, muß aber noch besonders untersucht werden. Das gilt auch für die Verhältnisse während der Erholungsphase, da die bisherigen Beobachtungen von HILDEBRANDT (1954; 1960) nur nach geringfügigen und kurzdauernden Arbeitsbelastungen durchgeführt wurden. Über den Mechanismus der Arbeitsnormalisierung des Puls-Atem-Quotienten ist auch durch Untersuchung der Verteilungscharakteristiken aller 1-minütlich bestimmten Quotientwerte noch nichts sicheres auszumachen. Es fiel zwar auf, daß mit der Konzentration auf 4.0 zugleich homogene Normalverteilungen angestrebt werden, während vorher noch Anhalte für eine gewisse Bevorzugung auch anderer ganzzahliger Quotientwerte als 4 bestanden. Streng genommen sind aus den über 1 min integrierten Puls-Atem-Quotienten aber keine sicheren Schlüsse auf Phasenbeziehungen oder gar deren Koppelungsgrad möglich, sodaß der Mechanismus der Arbeitsumstellung nur durch direkte Koinzidenzmessungen weiter beleuchtet werden kann (vgl. HILDEBRANDT 1960; 1963).

b) Die Phasenkoppelung von Puls- und Atemrhythmus

Der von uns geführte direkte Nachweis einer Koppelung von Puls- und Atemrhythmus im Sinne der relativen Koordination (v.HOLST 1939) hat insofern auch selbständige Bedeutung, als dieser Nachweis für den Menschen erstmals vergleichend an einer größeren Gruppe erbracht wird, sodaß auch nähere Einzelheiten hinsichtlich des Koppelungsmechanismus erschlossen werden können.

BUCHER (1944 a, b) sowie BUCHER u. BÄTTIG (1956; 1960 a, b) haben erstmals am Kaninchen unter extremen physiologischen Bedingungen (Narkose, Morphinvergiftung, Trauma vermehrung, Thoraxkompression) Puls-Atmungs-Koppelungen beschrieben, die sie als "pulssynchrone Atmung" bezeichneten, und auch eine Methode zur quantitativen Bestimmung des Koppelungsgrades entwickelt. Es konnte weiterhin nachgewiesen werden, daß die Koppelung an die Intaktheit speziell des linken Vagus gebunden ist. Die ersten Hinweise auf Koppelungswirkungen zwischen den beiden Rhythmen auch beim wachen Menschen fand HILDEBRANDT (1960) in der Verteilungscharakteristik der

Atemperiodendauer. Später wurden dann für einzelne Personen entsprechende Koinzidenzgipfel des Expirationsbeginns in der Pulsperiode im Liegen und Stehen sowie im Schlaf gefunden (HILDEBRANDT 1963), wobei die Koppelung im Schlaf am strengsten war. Zum Teil waren dabei auch mehrere Koinzidenzgipfel zu finden. Obwohl in unseren Untersuchungen vom Inspirationsbeginn ausgegangen wurde, sodaß Vergleiche hinsichtlich der zeitlichen Lage der Gipfel nicht möglich sind, bestehen doch bemerkenswert deutliche Ähnlichkeiten.

Die von uns gefundene Abhängigkeit des zeitlichen Abstandes der meist 3 Koinzidenzgipfel von der Pulsperiodendauer bzw. Pulsfrequenz (vgl. Abb. 9) könnte zwar sicherlich noch präzisiert werden, wenn man als Bezugspunkt nicht den R-Zackenbeginn wählt, welcher ja in Bezug auf die Herzrevolution gleichfalls keine absolut konstante Lage besitzt. Es dürfte aber sicher sein, daß die Häufungen des Inspirationsbeginns durch Vorgänge hervorgerufen werden können, die von mindestens 3 verschiedenen Phasen der Herzaktion ausgehen. So kämen unter Berücksichtigung entsprechender Latenzen (vgl. KOEPCHEN u. Mitarb. 1961) z.B. Afferenzen vor Vorhofaktion, Druckanstieg und Austreibung für die Koppellungswirkungen in Betracht (vgl. PAINTAL 1953 a,b,c; LANGREHR 1960), wobei auch die coronaren Rezeptoren einbezogen sein können (NEIL 1964). Eine nähere Differenzierung muß aber speziellen Untersuchungen vorbehalten bleiben, zumal die rezeptorischen Felder nicht auf das Herz selbst beschränkt zu sein brauchen. Beim Kaninchen konnten MEYER u. BUCHER (1961) allerdings bereits ausschließen, daß Afferenzen aus dem linken Vorhof die Puls-Atmungs-Koppelung beeinflussen.

Bemerkenswert ist, daß die verschiedenen Phasenpunkte des Pulsrhythmus für ihre koppelnde Wirkung offenbar von unterschiedlicher Wertigkeit sind. So fiel auf, daß bei den höchsten Koppelungsgraden der erste Gipfel besonders hervortritt, z.B. im Schlaf und in Narkose (vgl. Abb.10). Das entspricht auch den Befunden von BUCHER u. BÄTTIG (1960a) an narkotisierten Kaninchen, die bei den höchsten

Synchronisationsgraden der pulssynchronen Atmung in der Regel nur einen frühen Koinzidenzgipfel aufwiesen.

Unsere Ergebnisse unterstreichen auch die schon von BUCHER (1944b) sowie von HILDEBRANDT (1960) abgeleitete Vorstellung, daß bei der Puls-Atmungs-Koppelung der Pulsrhythmus führend ist.

c) Die Phasenkoppelung von Tret- und Atemrhythmus

Unsere Untersuchungen wurden durch die rhythmische Arbeitsform insofern kompliziert, als besonders die Atmung dazu neigt, mit der Willkürmotorik in Phasenbeziehung zu treten. Schon LOEWY (1891) beschrieb eine Anpassung der Atemfrequenz an rhythmische Arbeitsvorgänge, VARALDI (1893) und ANDERS (1928) eine Synchronisation der Atmung mit Geh- und Laufbewegungen. SAUNDELS (1947) fand, daß die Synchronisation der Atmung mit rhythmischen Rumpfbewegungen nicht durch deren direkte Pumpwirkung auf den Atemraum verursacht wird. Weiterhin stellte PEIPER (1938) eine Koordination zwischen Saugbewegung und Atmung beim Säugling fest.

Nach unseren Befunden nimmt die Koppelung zwischen Tret- und Atmungsrhythmus erst bei hoher Belastung allgemein sprunghaft zu, und zwar auch in Abhängigkeit von der Ermüdung, was bei den länger dauernden Belastungen deutlich wurde. Dieses Verhalten findet eine gewisse Parallele in den Beobachtungen von WITKE u. HABERICH (1958), nach denen beim Pferd erst im Galopp eine strengere Koordination des Atemrhythmus mit der Motorik auftritt, während im Schritt und im Trabe keine regelhaften Beziehungen bestehen.

Die mit Arbeit zunehmende Koordination von Tret- und Atemrhythmus war nicht nur an beträchtlichen Anstiegen des Koppelungsgrades nachweisbar, sondern führte auch bei relativ streng gebundener Tretfrequenz zur Einstellung ganzzahliger Frequenzverhältnisse. Es muß daher besonders geprüft werden, inwieweit durch die dabei eintretende Bindung des Atemrhythmus die Koppelung von Puls- und Atemrhythmus beeinflusst wird.

Vergleicht man die Koppelungsgrade von Puls/Atmung und Treten/Atmung (Abb.13 u. 16), so zeigt sich, daß die mit Arbeit abnehmende Puls-Atmungs-Koppelung schon bei 30 und 60 Watt Belastung das Minimum erreicht hat, während dagegen eine Koppelung Treten/Atmung noch nicht sicher nachweisbar ist, wenn man von einer Ausnahme absieht, die allein darauf beruhen kann, daß sich bei 30 Watt zufällig günstige Frequenzverhältnisse ergaben. Auf jeden Fall besteht kein genügender Anhalt dafür, daß die Abnahme der Puls-Atmungs-Koppelung bei der Arbeit nur Folge einer zunehmenden Bindung der Atmung an den Arbeitsrhythmus ist.

Umso schwerer wiegt darum die Tatsache, daß trotz dieses schon bei geringer Belastung erfolgenden Verlustes aktueller Phasenkoppelung zwischen Atmung und Pulsrhythmus mit zunehmender Belastung eine Normalisierung der rhythmischen Funktionsordnung stattfinden kann. Hinzukommt noch, daß die Konzentration der Puls-Atem-Quotienten auf die Norm 4,0 gerade dann erst ihren Höhepunkt erreicht, wenn die Atmung bei extremer Belastung ihre Bindung an den weitgehend festgelegten Arbeitsrhythmus intensiviert.

d) Frequenzabstimmung und Phasenkoppelung

Normaler ganzzahliger Puls-Atem-Quotient und direkte Koppelung beider Rhythmen sind also, jedenfalls bei Arbeit, nicht unmittelbar aufeinander zurückzuführen und zu beziehen. Dies bestätigt zwar einerseits nicht die früheren Vermutungen von HILDEBRANDT (1963), entspricht aber auf der anderen Seite seiner grundsätzlichen Konzeption, derzufolge die durch Phasenkoppelung unterhaltene rhythmische Ordnung den Vorgängen der Ruhe, Ökonomie, Erholung und Regeneration (Trophotropie) zugeordnet ist, durch spezifische Funktionsleistungen (Ergotropie) aber durchbrochen und aufgehoben wird. (HILDEBRANDT 1960; 1963)

Die formal zunächst nicht unterscheidbare Normalisierung bei Arbeit scheint sich aber von der im nächtlichen Tiefschlaf grundsätzlich hinsichtlich der Koppelungsverhältnisse zu unterscheiden. HILDEBRANDT (1963) nämlich konnte schon in vergleichenden Einzeluntersuchungen zeigen, daß

...-Koppelung am Schlaf bei gleichzeitiger An-
 er Puls-Atem-Quotienten an 4,0 (HILDEBRANDT 1953b)
 stark zunimmt, und zwar auch gegenüber den Liegewerten.

So ergeben sich also bei gegebenem Stand unserer Kenntnisse
 über die rhythmische Koppelung von Puls und Atmung
 folgende Verhaltensformen:

	<u>Normalisierung</u>	<u>Koppelung</u>
Schlaf (Nachtschlaf)	+++	+++
Liegen	(+)	++
Sitzen	0 (QP/A erhöht)	+
Leichte Arbeit (30-60 W)	++	0 (+?)
schwerste Arbeit (90-150 W).	+++	0

Dabei stellen also Schlaf und erschöpfende Arbeit zwei Ex-
 tremen dar, die sich bei stärkster Normalisierung des Puls-
 Atem-Quotienten dadurch unterscheiden, daß im Schlaf zu-
 gleich eine strenge Phasenkoppelung der Rhythmen unterhalten
 wird, die bei Arbeit vollkommen verschwindet.

Nach unserem Einzelbefund könnte man hinsichtlich des Koppe-
 lungsgrades die N_2O -Narkose noch über den Schlaf setzen (vgl.
 Abb.10). Da der Puls-Atem-Quotient in diesem Falle unter
 der Narkose jedoch extrem hoch wurde (über 10,0), bestehen
 hier möglicherweise rhythmologische Kriterien dafür, den Zu-
 stand der Narkose gegenüber dem natürlichen Schlaf abzugren-
 zen. HILDEBRANDT (1954; 1955) hat allerdings schon früher
 gezeigt, daß unter sedativer Wirkung von Barbituraten eine
 Normalisierung erhöhter Puls-Atem-Quotienten eintritt. BUCHER
 (1944a, b) und BUCHER u. BÄTTIG (1956; 1960 a, b) fanden
 beim narkotisierten Kaninchen (mit Urethan-Narkose) ohne
 weitere Manipulationen keinerlei Koppelungserscheinungen
 zwischen Puls und Atmung, GOLENHOFEN (1960) konnte aber
 beim wachen Kaninchen eine relative Koordination von Puls
 und Atmung nachweisen, sodaß hier die Narkosewirkung ge-
 rade in einer Aufhebung der Koppelungen zum Ausdruck käme.
 Allerdings muß hier auch die unnatürliche Lagerung bei der
 Tiernarkose berücksichtigt werden.

e) Zum Mechanismus der rhythmischen Funktionsordnung bei Arbeit

Bisher konnte jede Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten

als Ausdruck gesteigerter Koppelungswirkungen aufgefasst (vgl. HILDEBRANDT 1960; 1962; 1963), bzw. der Grad der Koppelungswirkungen an der Strenge ganzzahliger Frequenzbeziehungen abgelesen werden. Unsere Befunde bei Arbeit werfen nun als ein grundsätzlich neues Problem die Frage auf, wie eine so genaue und strenge Einstellung des ganzzahligen normalen Frequenzverhältnisses denkbar ist ohne eine aktuelle Beteiligung von Koppelungswirkungen.

GÜNTHER (1942) hat die Zusammenordnung biologischer Rhythmen und die zwischen diesen, und speziell zwischen Puls und Atmung, nachweisbaren Frequenzkorrelationen darauf zurückführen wollen, daß alle diese Rhythmen von einem gemeinsamen übergeordneten Faktor abhängig sind, als welchen er die Größe des Stoffwechsels ansah. Versucht man diese Vorstellung als Erklärung unserer Befunde heranzuziehen, so wären vor allem in den Fällen, bei denen der Puls-Atem-Quotient nur bei Höchstbelastungen (und außerdem im Nachtschlaf) normal wird, sehr komplizierte und vor allem auch verschiedene Abhängigkeitsformen der beiden Rhythmen vom Stoffwechsel vorauszusetzen.

Letzten Endes bleibt bei einer solchen Betrachtungsweise die entscheidende Frage unberührt, nämlich die Tatsache, daß überhaupt das Frequenzverhältnis von 4 : 1 mit so großer Zielstrebigkeit angenähert wird. Dies gilt trotz der bestehenden Koppelungswirkungen natürlich auch für den Schlaf, denn die Koppelung kann ja bestenfalls zu einer ganzzahligen Frequenzabstimmung, niemals aber zu einem bestimmten ganzzahligen Frequenzverhältnis führen. Auch im Sitzen sind ja nur wenig geringere Koppelungsgrade nachweisbar als im Liegen, obwohl hier der Puls-Atem-Quotient offenbar ganz allgemein deutlich über die Norm ansteigt.

Die Normalisierungsvorgänge im Schlaf und bei Arbeit müssen also letzten Endes eine gemeinsame Grundlage besitzen. Es handelt sich zwar in beiden Fällen um extreme Zustände - was schon besagt, daß ihnen die Begrenzung gemeinsam ist - doch dürften Schlaf und erschöpfende Arbeit auch dadurch

charakterisiert werden können, daß hier die Funktionen am strengsten den inneren vegetativen Notwendigkeiten folgen; im Schlafe vor allem deswegen, weil alle äußeren Störeinflüsse fehlen, bei Höchstbelastungen aber, weil hier alle Funktionen gewissermaßen "am oberen Anschlag" sind und ihre Kapazitätsgrenzen erreichen. In beiden Fällen muß also die im "Bauplan" festgelegte Abstimmung, d.h. das Verhältnis der ausgelegten Kapazitäten zum Vorschein kommen, jedenfalls beim Gesunden. HILDEBRANDT (1960) hat bereits die Meinung vertreten, daß "die auffällige Tatsache, daß sich die im Bauplan festgelegten Frequenzoptima beider Rhythmen in der Norm wie 4 : 1 verhalten und damit im Prinzip einer koordinativen Ordnung genorchen, nur so verstanden werden (kann), daß die koordinativen Prinzipien bereits der Gestaltwerdung zugrundeliegen".

Unter diesen Gesichtspunkten müßte man die bei Arbeit auftretende Normalisierung als Ausdruck der "kapazitiven Abstimmung" der beiden rhythmischen Funktionen auffassen. Der Normalisierung im Schlaf liegt zwar auch die bauplanmäßig verankerte Funktionsabstimmung zugrunde, doch spielt hier außerdem noch ein aktiver Ordnungsprozess eine Rolle, der geeignet ist, die grobe Frequenzabstimmung noch durch aktuelle Phasenkoppelung zu einer ganzzahligen Koordination zu präzisieren. Man könnte sich vorstellen, daß dies für die Regenerationsvorgänge im Schlafe eine wichtige und notfalls korrigierend wirkende Mitbestimmung bedeutet, zumal bei Arbeit die Gefahr einer ungleichmäßigen Belastung der Systeme besteht, was gewissermaßen zu einer Abnutzung der kapazitiven Abstimmung führen kann.

Zwischen diesen beiden Extremen, z.B. im Sitzen, können beide Funktionen offenbar stärkere Freiheitsgrade gewinnen und dabei spezifischen Anforderungen anderer frequenzbestimmender Faktoren folgen (vgl. HILDEBRANDT 1961a). Die Koppelungswirkungen, die auch in diesem Bereich noch nachweisbar sind, haben auch hier offensichtlich ökonomische Bedeutung durch die Einhaltung oder Bevorzugung bestimmter Koaktionslagen und nachweisbarer Funktionsoptima (HILDEBRANDT 1961a).

V. Zusammenfassung

Insgesamt 21 gesunde männliche Versuchspersonen im Alter von 19 bis 28 Jahren wurden auf dem Fahrradergometer mit dosierter Tretarbeit belastet. An 16 Probanden wurde das Verhalten des Puls-Atem-Quotienten im Liegen, Sitzen und bei der Arbeit untersucht, an 5 weiteren zugleich auch die Phasenbeziehungen zwischen den fortlaufend registrierten Atem-, Puls- und Trettrhythmen. Außerdem wurde der subjektive Ermüdungsgrad kontrolliert.

Während der Puls-Atem-Quotient in Ruhe individuell sehr unterschiedlich groß ist, strebt er mit zunehmender Belastung unter Streuungsabnahme im Durchschnitt immer mehr gegen den Normalwert 4,0. Diese Normalisierung wird bei extremen Belastungen und sogar bis zur eintretenden Erschöpfung auch individuell intensiviert. Im Sitzen ist der Puls-Atem-Quotient dagegen vor und nach der Arbeit ohne Streuungsabnahme im Mittel über die Norm erhöht.

Zwischen Herz- und Atemrhythmus bestehen im Liegen und Sitzen Phasenbeziehungen im Sinne einer relativen Koordination mit überwiegend hochsignifikanten Koppelungsgraden, gemessen an den χ^2 -Werten der Häufigkeitsverteilung des Inspirationsbeginns über die Pulsperiode. Bereits ab 30 Watt Tretarbeit ist dagegen keine sichere Phasenkoppelung mehr nachweisbar.

Der Einfall des Inspirationsbeginns bevorzugt im allgemeinen 3 diskrete Phasenpunkte der Pulsperiode. Der zeitliche Abstand der Koinzidenzgipfel variiert frequenzabhängig proportional der Q-T-Dauer im EKG, was auf die Bedeutung kardialer Afferenzen für den Koppelungsmechanismus hinweist. Die bevorzugten Koaktionslagen sind offenbar von verschiedener Wertigkeit, da bei höchsten Koppelungsgraden (z.B. in Schlaf und Narkose) der früheste Koinzidenzgipfel nach dem Beginn der R-Zacke am stärksten hervortritt. Der Pulsrhythmus erweist sich bei der Puls-Atemkoppelung als der führende.

Die Tendenz zur Phasenkoppelung von Atem- und Tretrhythmus nimmt bei weitgehend fixierter Tretfrequenz allgemein mit zunehmender Belastung bzw. Erschöpfung stark zu, wobei gleichzeitig ganzzahlige Frequenzverhältnisse beider Rhythmen angestrebt werden. Der bereits bei niedrigen Belastungsstufen eintretende Koppelungsverlust von Puls- und Atemrhythmus ist daher nicht auf Bindung der Atmung an den Arbeitsrhythmus zurückzuführen.

Die Normalisierung des Puls-Atem-Quotienten bei Arbeit geht also im Gegensatz zu der im Nachtschlaf auftretenden mit einer Aufhebung aktueller Phasenkoppelungen zwischen Puls- und Atemrhythmus einher. Ihr Mechanismus wird daher in einer bauplanmäßig verankerten "kapazitiven" Frequenzabstimmung der Funktionen im Verhältnis 4 : 1 gesehen.

Literaturverzeichnis

- ANDERS, P.: Über den individuellen Eigenrhythmus beim menschlichen Gange und seine Beziehungen zum Rhythmus der Herz- und Atemtätigkeit.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 220, 287-299 (1928)
- ARTNER, J.: Die vegetative Steuerung des Zyklus.
Arch.Gynäk. 185, 85-110 (1954)
- ARTNER, J.: Die Bedeutung der vegetativen Untersuchung in der gynäkologischen Endokrinologie.
Fortschr.Geburtsh.Gynäk. 10, 1-16 (1960)
- ASCHOFF, J.: Zeitliche Strukturen biologischer Vorgänge.
Nova Acta Leopoldina.
N.F. Bd. 21, 143, 147-177 (1959)
- ASMUSSEN, E., E.H.CHRISTENSEN u. M.NIELSEN:
I. Pulsfrequenz und Körperstellung.
Skand.Arch.Physiol. 81, 190-203 (1939a)
- ASMUSSEN, E., E.H.CHRISTENSEN u. M.NIELSEN: IV. Die Bedeutung der Körperstellung für die Pulsfrequenz bei Arbeit.
Skand.Arch.Physiol. 81, 225-233 (1939b)
- ASMUSSEN, E., u. E.H.CHRISTENSEN: Einfluß der Blutverteilung auf den Kreislauf bei körperlicher Arbeit.
Skand.Arch.Physiol. 82, 185-192 (1939c)
- BALZAR, E., F.GABEL, M.J.HALHUBER, G.HILDEBRANDT u. H.JUNGMANN:
Untersuchungen zur Klimaheilkunde in Igls (Tirol) und auf dem Patscherkofel.
Z.angew.Bäder-u.Klimaheilk. 4, 91-125 (1957)
- BAYER, G.: Regulation der Atmung.
Handb.d.norm.u.pathol.Physiol.Bd. 2, 230-284 (1925)
- BRAUCH, F.R., u. K.PRESSLER: Isorhythmie des Herzens.
Dtsch.Arch.klin.Med. 198, 588-599 (1951)

- BUCHER, K.: Über den Wirkungsmechanismus des Morphins auf die Atmung.
Helv.physiol. pharmacol.Acta 2, 5-34 (1944a)
- BUCHER, K.: Über den Entstehungsmechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol.Acta 2, 591-605 (1944b)
- BUCHER, K., u. P.BÄTTIG: Zum Mechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol.Acta 14, 319-324 (1956)
- BUCHER, K., u. P.BÄTTIG: Zum Mechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol.Acta 18, 25-34 (1960a)
- BUCHER, K., u. P.BÄTTIG: Zur Bedeutung der Vagi für die pulssynchrone Atmung.
Helv.physiol.pharmacol.Acta 18, 219-224 (1960b)
- DOCUMENTA GEIGY:
Wiss. Tabellen 6. Auflage, 1960
- DRISCHEL, H.: Die Pulsfrequenz des Menschen im Liegen und Stehen in Abhängigkeit von Körpergröße und Geschlecht.
Z.Kreisl.-Forsch. 47, 150-164 (1958)
- FLEISCH, A., u. R.BECKMANN: Die raschen Schwankungen der Pulsfrequenz, registriert mit dem Pulszeitschreiber.
Z.ges.exp.Med. 80, 487-500 (1932)
- FRIDERICIA, G.: QT-Dauer.
Acta med.scand. 53, 469 (1920)
- zit.n.HOLZMANN, M.: Klinische Elektrokardiographie.
2. Auflage. Thieme, Stuttgart 1952
- GESENIUS, H.: Oszillographie und Arteriographie.
Dtsch.med.Wschr. 1, 1-9 (1949)
- GOLENHOFEN, K.: Probleme und Beispiele humanphysiologischer Forschung.
Antrittsvorlesung Marburg/L. 1960 (unveröffentlicht)

- GOLENHOFEN, K., u. G.HILDEBRANDT: Die Beziehungen des Blutdruckrhythmus zu Atmung und peripherer Durchblutung. Pflügers Arch.ges.Physiol. 267, 27-45 (1958)
- GÜNTHER, H.: Herzrhythmus und Konstitution. Z.Kreisla.-Forsch. 34, 605-624 (1942)
- HEGGLIN, R., u. M.HOLZMANN: QT-Dauer. Z.klin.Med. 132, 1-8 (1937)
- HENTSCHEL, H.-D.: Neurovegetative Bäderwirkungen unter besonderer Berücksichtigung der Konstitution. Z.angew.Bäder- u.Klimaheilk. 7, 353-367 (1960)
- HILDEBRANDT, G.: Über den Tagesgang der Atemfrequenz. Z.klin.Med. 150, 433-444 (1953a)
- HILDEBRANDT, G.: Über die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atem. Z.klin.Med. 150, 445-454 (1953b)
- HILDEBRANDT, G.: Die Bedeutung der rhythmischen Funktionsordnung von Puls und Atem für den Badearzt. Z.angew.Bäder- u. Klimaheilk. 1, 1-7 (1954)
- HILDEBRANDT, G.: Untersuchungen über die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atem. Acta med.scand. Suppl. 307, 175-184 (1955)
- HILDEBRANDT, G.: Die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung. Habil.-Schrift Marburg/L. 1958
- HILDEBRANDT, G.: Über die Variabilität des Pulsrhythmus (Pulsperiodenstreuung) und ihre Beeinflussung durch die CO₂ Badekur. Arch.phys.Ther. 2, 133-137 (1959)
- HILDEBRANDT, G.: Die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung. Z.angew.Bäder- u.Klimaheilk. 7, 533-615 (1960)
- HILDEBRANDT, G.: Rhythmus und Regulation. Med. Welt 2, 73-81 (1961a)

- HILDEBRANDT, G.: Zur Frage der rhythmischen Funktionsordnung beim Menschen. In: Probleme der zentralnervösen Regulation. Bad Oeynhausener Gespräche V, v.27./ 28.10.1961. S. 22-68
Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1962 (1961b)
- HILDEBRANDT, G.: Biologische Rhythmen und Ihre Bedeutung für die Bäder- u. Klimaheilkunde. In: Handb. der Bäder- u. Klimaheilk. Hrsg.von W.Amelung u. A.Evers.S.730-757.Friedrich-Karl Schattauer, Stuttgart 1962
- HILDEBRANDT, G.: Störungen der rhythmischen Koordination und ihre balneotherapeutische Beeinflussung.
Z.angew.Bäder- u. Klimaheilk. 4, 402-420 (1963)
- HILDEBRANDT, G.: Literaturhinweise zur rhythmischen Funktionsordnung von Puls und Atmung.
Beitr.erw.Heilk. 17, 106-110 (1964)
- HILDEBRANDT, A., u. G.HILDEBRANDT: Oszillographische Praxis.
Bosch u. Speidel, Jungingen/Hohenzollern (1958)
- HILDEBRANDT, G., u. G.HILDEBRANDT-EVERS: Thorakographische Studien mit dem Oszillographen nach Gesenius u. Keller.
Z.ges.exp.Med. 120, 244-270 (1953)
- HILDEBRANDT, G., u. K.GOLENHOFEN: Zur Physiologie der Muskeldurchblutung des Menschen.
Arch.phys.Ther. 10, 217-223 (1958)
- HILL, A.V.: Muscular Movement in Man.
New-York: Mc Graw-Hill (1927)
Zit.n. W.HOLLMANN (1959)
- HOLLMANN, W.: Der Arbeits- und Trainingseinfluß auf Kreislauf und Atmung.
Steinkopff, Darmstadt 1959
- HOLST, E.von: Die relative Koordination als Phänomen und als Methode zentralnervöser Funktionsanalyse.
Ergebn.Physiol. 42, 228-306 (1939)
- HOLZMANN, M.: Klinische Elektrokardiographie.
2. Auflage. Thieme, Stuttgart 1952

- JORDAN, H.: Die rhythmische Gestaltung der Herzschlagfolge des Menschen.
Zit.n. G.HILDEBRANDT (1959)
- KOEPCHEN, H.P., H.D.LUX u. P.-H.WAGNER: Untersuchungen über Zeitbedarf und zentrale Verarbeitung des pressoreceptorischen Herzreflexes.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 273, 413-430 (1961)
- LANGREHR, D.: Beziehungen zwischen Vorhofreceptoraktivitäten und Herzmechanik von Hund und Katze bei verschiedenen Kreislaufzuständen.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 271, 270-282 (1960)
- LOEWY, A.: Die Wirkung ermüdender Muskelarbeit auf den respiratorischen Stoffwechsel.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 49, 405-422 (1891)
- MARK, R.E., u. H.NEUMANN: Einfluß passiver Änderung der Körperlage auf Atmung und Pulsfrequenz beim Menschen.
Z.ges.exp.Med. 80, 150-163 (1931)
- MEIER, M., u. K.BUCHER: Zum Mechanismus der pulssynchronen Atmung. (in Vorbereitung)
Zit.n. BUCHER, K., u. P.BÄTTIG in: Zum Mechanismus der pulssynchronen Atmung.
Helv.physiol.pharmacol.Acta 19, 90-96 (1961)
- MELLEROWICZ, H.: Ergometrie.
Urban & Schwarzenberg, München und Berlin 1962
- MÜLLER, E.A., u. Th.HETTINGER: Der Verlauf der Zunahme der Muskelkraft nach einem einmaligen maximalen Trainingsreiz.
Int.Z.angew.Physiol. 16, 184-191 (1956)
- MÜLLER, E.A., u. J.J.REEH: Fortlaufende Registrierung der Pulsfrequenz bei beruflicher Arbeit.
Arbeitsphysiologie 14, 137-146 (1950)
- NEIL, E.: Recent studies on cardiovascular and coronary receptors.
Vortrag im Physiol.Institut Marburg/Lahn am 13.5.1964
(unveröffentlicht)

- PAINTAL, A.S.: A Study of right and left atrial Receptors.
J.Physiol. 120, 596-610 (1953a)
- PAINTAL, A.S.: The response of pulmonary and cardiovascular
vagal receptors to certain drugs.
J.Physiol. 121, 182-190 (1953b)
- PAINTAL, A.S.: The conduction velocities of respiratory and
cardiovascular afferent fibres in the vagus nerve.
J.Physiol. 121, 341-359 (1953c)
- PEIPER, A.: Das Zusammenspiel des Saugzentrums mit dem Atem-
zentrum beim menschlichen Säugling.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 240, 312-324 (1938)
- SALINGER, H.: Die rechnerische Auswertung statistischer Er-
gebnisse (Einführung in die Kollektivmaßlehre).
aus: BRUGSCH, Th., u. F.H.LEWY: Die Biologie der
Person.
Bd. I, S. 135-190. Urban & Schwarzenberg, Berlin
und Wien 1926
- SAUNDERS, J.A.: Respiratory rhythm and rhythm of body movement
in the human.
J.Physiol. 106, 25 P (1947)
- STOYBOY, H., u. G.FRIEDEBOLD: Das Verhalten des Skelettmuskels
nach Abbruch eines isometrischen Trainings.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 278, 95 (1963)
- STORCH, J.: Med.Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1964 (in Vorbereitung)
- STUTTE, K.: Med.Inaug.-Diss., Marburg/Lahn 1964 (in Vorbereitung)
- VALK, van der, J.M.: A simple method for the recording of
human respiration.
Acta physiol.pharmacol.neerl. 1, 323-326 (1950)
- VARALDI, S.: Arch.ital.Biol. 19 (1893)
Zit.n. BAYER, G. (1925)

WITTKE, G., u. F.J.HABERICH: Atmung und Puls des Pferdes in Ruhe und Bewegung. II. Frequenzänderungen beim Übergang von Ruhe in Bewegung und beim Wechsel der Gangart. Z.Biol. 110, 280-284 (1958)

Lebenslauf

Am 7.7.1937 wurde ich als ältester von vier Kindern des Volksschullehrers Franz Daumann und seiner Ehefrau Antonie, geb. Kürpick, in Grottkau O/S geboren. Im Herbst 1945 trat ich in die Volksschule von Deutsch-Leippe, Krs. Grottkau ein.

Nach der Flucht nach Westdeutschland im Jahre 1945 besuchte ich ab Ostern 1948 zunächst 2 Jahre lang das altsprachliche Gymnasium in Paderborn, danach das altsprachliche Gymnasium in Warburg/Westf. und legte dort im Frühjahr 1957 die Reifeprüfung ab. Für die Zeit vom 1. April 1957 bis 30. September 1958 leistete ich meinen Wehrdienst bei der Bundeswehr, von wo ich als Leutnant d. Res. ausschied.

Ab WS 1958/59 studierte ich an der Philipps-Universität Marburg zunächst 1 Semester Philologie und wandte mich im SS 1959 dem Studium der Medizin zu, das ich seitdem ganz in Marburg fortführte. Im SS 1960 bestand ich das Vorphysikum und nach dem SS 1961 die ärztliche Vorprüfung und meldete mich nach sechs klinischen Semestern zur ärztlichen Prüfung. Ich bin seit 1959 verheiratet mit Ute Daumann, geb. Lügger, und wir haben zusammen 3 Kinder im Alter von 4, 2 und 1 Jahren.

Staatsexamen am 5.3.1965.

Meine akademischen Lehrer waren in Marburg die Herren Professoren und Dozenten:

Beckmann, Berendes, Buchholz, Bock, Bücher, Braun-Falco, Dimroth, Dölle, Exner, Gedick, Hamm, Hartmann, Hensel, Heuser, Hildebrandt, Hornung, Huber, Jacob, Kessler, Lang, Linneweh, Mahr, v. Manger-König, Martini, Mattes, Maurath, du Mesnil de Rochemont, Neubauer, Niessing, Nieth, Oksche, Overbeck, Petry, Sauer, Schmid, Schmitz, Schwaiger, Seidel, Siegert, Siess, Straub, Streicher, Walcher, Wendt, Würtele.

Am Ende meiner Arbeit bedanke ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Priv.-Dozent Dr.med.G.Hildebrandt, für die Überlassung des Themas, für sein stetes Interesse und seine unermüdliche Förderung, die er der Arbeit entgegengebracht hat.

Herrn Prof. Dr. med. H. Hensel danke ich dafür, daß ich an seinem Institut arbeiten konnte, und er so freundlich war, das Correferat zu übernehmen.

Mein herzlicher Dank gilt Frau Becker, Frau Behrens und Frau Lerch, die mir bei der äußeren Gestaltung der Arbeit behilflich waren.

Xerografie - Druck

Chemoprint^{CHG}

Gießen